

論文題目:

内側型変形性膝関節症における歩行時の  
外部膝関節内反モーメントと下肢筋機能に関する研究

保健学研究科 心身機能生活制御科学講座  
(主指導教員: 新小田幸一 教授)

保健学研究科 心身機能生活制御科学講座  
(副指導教員: 川真田聖一 教授)

保健学研究科 看護開発科学講座  
(副指導教員: 小野ミツ 教授)

広島大学大学院保健学研究科保健学専攻

木藤伸宏

第1章. 序章 .....	1
第1節. 研究の背景.....	1
第2節. 膝 OA の理学療法確立にともなう課題と本研究の位置づけ .....	4
第3節. 本研究の目的 .....	9
第4節. 本論文の構成 .....	9
第2章. 膝 OA と歩行時の外部膝関節内反モーメントの関係 .....	11
第1節. 膝 OA の病期と歩行時の外部膝関節内反モーメントの関係.....	11
2-1-1. はじめに.....	11
2-1-2. 方法.....	11
2-1-2-1. 被験者.....	11
2-1-2-2. 外部膝関節モーメントの測定.....	12
2-1-3. 統計学的解析 .....	14
2-1-4. 結果.....	15
2-1-4-1. 各群の年齢, 身長, 体重, BMI .....	15
2-1-4-2. 各群の歩行速度, 歩幅, 立脚時間, 単脚支持時間.....	15
2-1-4-3. 各群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの値 .....	15
2-1-4-4. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値.....	17
2-1-4-5. 外部膝関節内反モーメントと歩行パラメータとの関係 .....	17
2-1-5. 考察.....	18
第2節. 膝 OA の外部膝関節内反モーメントの積分値と疼痛・能力障害の関係.....	21
2-2-1. はじめに.....	21
2-2-2. 方法.....	21
2-2-2-1. 被験者.....	21
2-2-2-2. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の算出.....	21
2-2-2-3. 膝 OA 群の疼痛, QOL の評価 .....	21
2-2-3. 統計学的解析 .....	21
2-2-4. 結果.....	22
2-2-4-1. 膝 OA 各群と JKOM .....	22
2-2-4-2. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値と JKOM.....	22
2-2-5. 考察.....	23
第3節. まとめ.....	24
第1節のまとめ .....	24
第2節のまとめ .....	24

第3章. 歩行時の外部膝関節内反モーメントと下肢筋機能 .....	25
第1節. 下肢筋力と歩行時の外部膝関節内反モーメントとの関係 .....	25
3-1-1. はじめに .....	25
3-1-2. 方法 .....	25
3-1-2-1. 被験者 .....	25
3-1-2-2. 歩行時外部膝関節内反モーメント積分値の算出 .....	26
3-1-2-3. 膝関節伸展, 股関節伸展・外転・内転筋力の測定 .....	26
3-1-3. 統計学的解析 .....	29
3-1-4. 結果 .....	29
3-1-4-1. 各群の下肢筋力の比較 .....	29
3-1-4-2. 下肢筋力と歩行各相での外部膝関節内反モーメントの積分値の相関 .....	29
3-1-5. 考察 .....	30
第2節. 歩行時の外部膝関節内反モーメントと内部股関節外転モーメントとの関係 .....	33
3-2-1. はじめに .....	33
3-2-2. 方法 .....	36
3-2-2-1. 被験者 .....	36
3-2-2-2. 歩行時下肢関節モーメントの算出 .....	36
3-2-3. 統計学的解析 .....	36
3-2-4. 結果 .....	37
3-2-4-1. 各群の歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値, ピーク値の発生時間 .....	37
3-2-4-2. 立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値 .....	37
3-2-4-3. 立脚期, 立脚初期, 単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値 .....	38
3-2-4. 考察 .....	40
第3節. まとめ .....	43
第1節のまとめ .....	43
第2節のまとめ .....	43
第4章 総括 .....	44
第1節 本研究のまとめ .....	44
第2節 本研究の意義 .....	45
第3節 本研究の限界 .....	45
第4節. 今後の展望と臨床提言 .....	46
謝辞 .....	48

学位論文の基礎となる原著.....	49
参考文献 .....	50
第 1 章 .....	50
第 2 章 .....	55
第 3 章 .....	58
第 4 章 .....	62
付録. 下肢関節モーメントの算出方法.....	63

# 第1章. 序章

## 第1節. 研究の背景

日本は高齢社会に突入し、運動器疾患対策は財政的に大きな課題となっている<sup>1-1), 1-2)</sup>。特に変形性膝関節症 (Knee Osteoarthritis: 以下, 膝 OA) は、歩行能力の低下をきたし、生活機能に著しい影響を及ぼす疾患である<sup>1-1), 1-2)</sup>。膝 OA は、膝関節に加わる外力による小外傷の蓄積が生物学的な反応、すなわち外傷による直接的軟骨基質障害と軟骨細胞の代謝変化を引き起こし、関節破壊に至る関節疾患である<sup>1-3)</sup>。初期病変は関節軟骨表層の剥離であり、軟骨含有水分が増加し、軟骨下層板が軟化しているために凹状を呈し、びらんが発症する。さらに病変が進むと軟骨細胞自身が産出する蛋白分解酵素により自己融解をきたし、潰瘍が形成される。増悪期における病変として関節軟骨の線維化の部分から亀裂が生じる。終末期像では、関節軟骨機能はすでに完全に消失し、関節表面には象牙化現象が認められる。さらに進行すると軟骨下骨の破壊へとつながる<sup>1-4)</sup>。膝関節は内側コンパートメント、外側コンパートメント、膝蓋大腿関節に分類でき、膝 OA の罹患部位により内側型、外側型、膝蓋型に分類される<sup>1-3)</sup>。そのなかでも内側型膝 OA の発症率が日本だけではなく世界的にも高くなっている<sup>1-5)</sup>。本研究の膝 OA とは、内側型膝 OA に限局したものをいう。

膝 OA は、高齢ほど罹患率が高くなり、その対策と予防法の開発は社会的急務とされている<sup>1-6)</sup>。吉村らの一般住民を対象とした膝 OA に関する大規模コホート研究<sup>1-7)</sup>によると、日本における X 線写真画像上の膝 OA は男性 840 万人、女性 1,560 万人、計 2,400 万人にのぼると推定される。また、厚生労働省の平成 16 年度国民生活基礎調査<sup>1-8)</sup>によると、関節症は要介護となる原因疾患として 6.1%で第 4 位、要支援では 17.5%で第 1 位であった。関節症のなかでも加齢に伴う変形性関節症が多く、部位では膝関節と腰椎に発症が多いとされる<sup>1-1)</sup>。このため、高齢者の Quality of life (以下, QOL) を維持するうえで、加齢に伴う膝 OA の対策は重要な課題である<sup>1-5), 1-6)</sup>。

膝 OA の診断に、X 線写真画像は重要である<sup>1-9)</sup>。病期分類は、立位膝関節正面の X 線写真画像による Kellgren-Lawrence Grading Scale が報告され、臨床で最も用いられている (表 1-1, 図 1-1)<sup>1-9), 1-10)</sup>。

表 1-1 膝 OA の Kellgren – Lawrence 分類<sup>1-10)</sup>

Grade	関節裂隙狭小化	骨棘形成	硬化像	関節輪郭の変形
I	疑い	可能性	なし	なし
II	可能性	明確	なし	なし
III	明確	中程度	中程度	可能性
IV	中程度	著明	著明	明確



図 1-1 膝 OA 患者の立位膝関節正面の X 線写真画像

膝 OA の治療は、観血的治療と保存的治療に大別され、大多数は保存的治療が適応とされる<sup>1-11)</sup>。大森<sup>1-12)</sup>は、日本の一地域における 28 年間におよぶ長期縦断疫学調査により、膝 OA の進行は緩徐であり、約 30 年の経過で手術に至るのは 10%以下であったと報告した。このことは、膝 OA の治療において保存的治療が主体であることを裏づけるものであった。

膝 OA の保存的治療は、薬物療法、装具・足底挿板療法、物理療法などから構成される<sup>1-13)</sup>。膝 OA に対するこれまでの保存的治療のなかでの理学療法は、膝関節伸展下肢挙上運動を中心とした大腿四頭筋の筋力改善が主流を占めてきた<sup>1-14)</sup>。その理由として、膝 OA では大腿四頭筋の萎縮や膝関節伸展筋力の低下が認められ、そのことで歩行時の膝関節の動的安定性が得られないために、疼痛や機能障害が生じるというものであった<sup>1-14)</sup>。Fransen らの膝 OA に対するエクササイズの有用性に関するシステマティックレビューによると<sup>1-15)</sup>、治療的エクササイズによって疼痛軽減や身体機能の改善が得られ、短期的効果は認められると報告している。しかし大腿四頭筋筋力の改善が、膝 OA の進行防止に有効であるのか否か、また膝 OA 患者に対する理学療法として行われる運動療法の種類、強度、頻度、期間について決定的なエビデンスを提示できていない。つまり理学療法は、膝 OA の自然経過に基づく予後を変え得る治療であるか否かについて不明瞭ななかで行われている。

膝 OA の自然経過に基づく予後を変ええる理学療法を展開するためには、膝 OA 患者に起きている膝関節内の異常環境に着目する必要がある。その異常環境の一つとして、膝関節に加わる力学的負荷が注目されている<sup>1-16-1-18)</sup>。人間は重力環境で二足歩行を行う限り、膝関節には荷重が加わる<sup>1-16-1-18)</sup>。荷重は力学的負荷となり軟骨細胞の生理機能に影響を及ぼし、軟骨基質の合成と分解の平衡維持に重要な役割をなす<sup>1-19), 1-20)</sup>。力学的負荷が不足または過剰になると、軟骨基質の合成と分解の平衡が障害される<sup>1-6), 1-19), 1-20)</sup>。関節軟骨において適切な力学的環境とは、軟骨基質の合成と分解の平衡が維持される生理的範囲内で力学的

負荷となる荷重が加わっている状態である<sup>1-6), 1-19), 1-20)</sup>。

膝関節は構築学的に内側コンパートメントと外側コンパートメントに分かれ、それぞれのコンパートメントが荷重分配を行っている<sup>1-21)</sup>。重力環境下での二足起立および歩行において、膝関節内側コンパートメントの荷重量は外側コンパートメントより大きいと報告されている<sup>1-21), 1-22)</sup>。何らかの原因によって、さらに膝関節内側コンパートメントに荷重が集中すると、関節面の適合性が低下することとあいまって応力が高まる<sup>1-23)</sup>。このことは、その部位の軟骨を物理的に損傷および変性させるだけではなく、軟骨異化に関わる細胞応答の刺激要因や軟骨細胞-軟骨基質相互作用破綻の誘導要因として軟骨破壊の進行を加速する<sup>1-6), 1-19), 1-20)</sup>。ひとたび軟骨変性が生じると関節軟骨は自然治癒しにくいいため、現時点では放置された膝 OA は悪化の一途をたどると考えられる (図 1-2)<sup>1-6), 1-19), 1-20)</sup>。

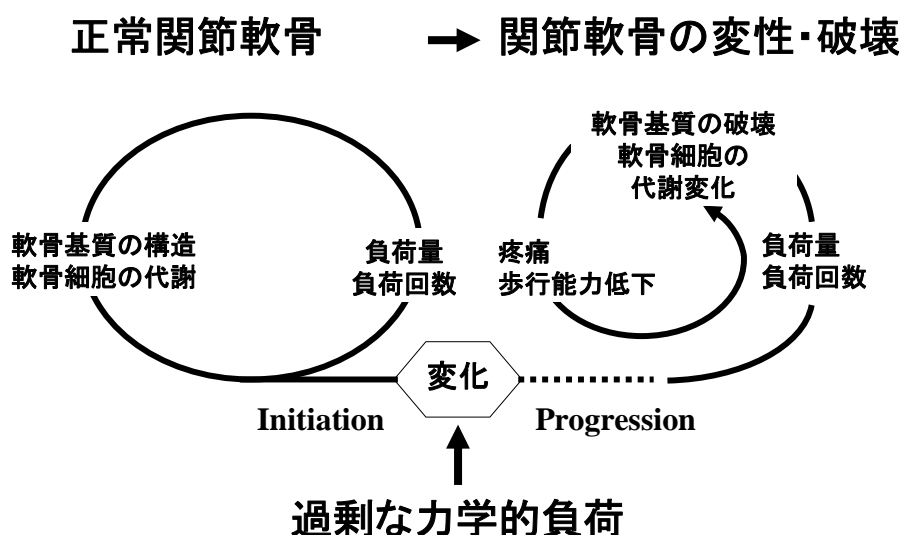


図 1-2 関節軟骨の変性および破壊と力学的負荷<sup>1-19)</sup> (文献 19 の Fig.5 を一部改変)

臨床において、膝 OA に対して膝関節の力学的環境を変化させることを目的とした治療法が行われている<sup>1-13)</sup>。外側楔状板を用いた足底挿板は、踵骨を外反位にすることで膝関節内側コンパートメントの荷重量を減少させることを目的としている<sup>1-24)</sup>。また、膝 OA に対する観血的治療である高位脛骨骨切り術は、関節機能を温存し内反変形を矯正して、膝関節内側コンパートメントにおける荷重量を外側コンパートメントへ分散することを目的として行われる<sup>1-13), 1-25), 1-26)</sup>。斉藤ら<sup>1-25)</sup>、村山ら<sup>1-26)</sup>は、高位脛骨骨切り術施行後 1 から 2 年後に膝関節鏡を行い、変性または欠損部の領域が線維軟骨や白色の軟骨様組織で覆われていることを報告した。斉藤ら<sup>1-25)</sup>は、膝関節内の力学的環境が改善されれば、軟骨の自己再生能力が期待できると報告した。





めに、解決しなければならない三つの課題がある。一つ目は、理学療法の効果指標を膝関節内側コンパートメントの荷重量に設定するとなると、現時点ではそれを非侵襲的に測定することは技術的に不可能である。そこで、客観的かつ非侵襲的に、膝関節内側コンパートメントの荷重量を反映する指標を実験的に明らかにすることが重要となる。

膝関節内側コンパートメントの荷重量増加には、膝 OA 患者に観察される下肢内反変形の関与が報告されている<sup>1-30)</sup>。下肢内反変形の程度を把握するための大腿脛骨角 (Femorotibial Angle: FTA) は、下肢の X 線写真画像によって大腿骨と脛骨のアライメントを客観的に示す指標である (図 1-4)<sup>1-9)</sup>。それは、大腿骨と脛骨骨幹部の軸のなす膝外側角であり、健常成人は男子で 175~178°、女子で 172~176°の範囲であり、膝 OA では大きくなる<sup>1-9)</sup>。FTA は、動的な歩行時の膝関節内側コンパートメントに加わる荷重量を反映する指標としては妥当とはいえない。その理由は、X 線写真画像から測定するため、本来は三次元の構造を持つ関節を 2 次元に投影していること、静的な状態での評価であること、静止立位での下肢アライメントと歩行などの動的状態での下肢アライメントは必ずしも相関しないことが報告されている<sup>1-9), 1-31), 1-32)</sup>。著者らの先行研究<sup>1-33)</sup>においても、FTA は足踏み動作時の外部膝関節内反モーメントに影響する要因とはならなかった。上記の理由から、本研究では被験者の基本情報として FTA の測定は行わなかった。

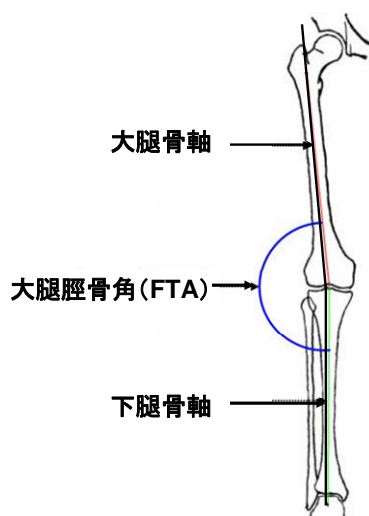


図 1-4 大腿脛骨角(Femorotibial Angle: FTA)

近年、X 線透視画像<sup>1-34)</sup>や Magnetic Resonance Imaging<sup>1-35)</sup>による膝関節運動時の動的 3 次元画像解析が報告されているが、臨床普及には至っていないのが現状である。これらの計測技術は運動学的要因をとらえることは可能であるが、運動力学的要因である膝関節内側コンパートメントの荷重量をとらえることはできない。

近年のコンピュータ技術や 3 次元動作解析システムの発展により、簡便かつ短時間に患

者に侵襲を与えずに歩行時の下肢関節の運動学的・運動力学的指標を得ることができるようになった<sup>1-36)</sup>。歩行時の下肢関節の運動力学的指標のなかで、外部膝関節内反モーメントは、歩行時の膝関節内側コンパートメントへの荷重量と関係があると考えられている<sup>1-16-1-18)</sup>。荷重位で膝関節を外反させる力のモーメントが生じると膝関節外側コンパートメントへの荷重量が増加し、膝関節を内反させる力のモーメントが生じると膝関節内側コンパートメントへの荷重量が増加すると推測される (図 1-5)<sup>1-16-1-18)</sup>。

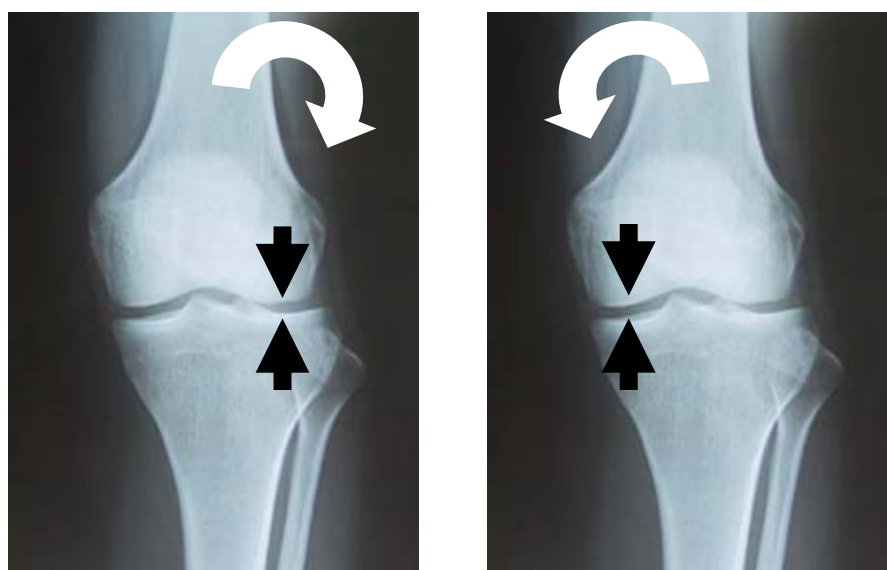


図 1-5 膝関節外反・内反と膝関節外側コンパートメント・内側コンパートメントの荷重量との関係

外部膝関節内反モーメントとは、外力として膝関節を内反させる力のモーメントであり<sup>1-16-1-18)</sup>。それは力である床反力の大きさと、モーメントアームである膝関節中心点から床反力作用線に降ろした垂線の長さが主に影響する (図 1-6)<sup>1-37)</sup>。

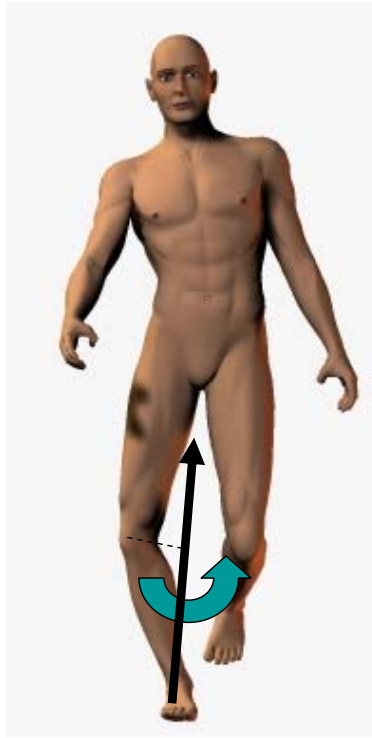


図 1-6 外部膝関節内反モーメント

Zhao ら<sup>1-38)</sup>は、歩行時の膝関節内側コンパートメントに生じる圧力と外部膝関節内反モーメントの値との関係はほぼ同様の波形形状であることが報告した。これらのことから外部膝関節内反モーメントが大きくなることは、膝関節内側コンパートメントの荷重量の増加と外側コンパートメントの荷重量の減少を反映すると推測される。このような膝関節の力学的環境を外部膝関節内反モーメントが反映しているならば、膝 OA では健常人よりもその値が大きく、それは病期の進行によって大きくなると考えられる。しかし、膝 OA 群では健常者からなる対照群と比較して、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値が大きいという報告がある一方で<sup>1-39-1-45)</sup>、大きくならないという報告もあり<sup>1-46-1-48)</sup>、現状では一致した見解が得られていない。その理由として膝 OA 患者は、歩行時の外部膝関節内反モーメントを減少させるために、足部外転位での歩行<sup>1-49)</sup>、歩行速度の低下<sup>1-48)</sup>、立脚側への体幹の傾斜<sup>1-50)</sup>などの歩容の変化が生じていると報告されている。著者は臨床のなかで膝 OA 患者に認められるこれらの歩容の変化は、外部膝関節内反モーメントを減少させているため起きているのではなく、重力に対抗して歩行をするための対応であると考えている。一致した見解が得られないのは、歩容変化よりも外部膝関節内反モーメントの解析手法の問題が大きいのと考える。膝 OA の歩行時内反モーメントに関する研究の多くは歩行路座標系から算出しているが<sup>1-39-1-48)</sup>、膝 OA では下肢に三次元的変形が存在するため、歩行路座標系を用いた一般的な手法による解析には限界がある。そのような方法によって算出した歩行時の外

部膝関節内反モーメントはモーメントアームの誤差につながり、下腿の変形を有する被験者では本来よりも小さく算出されることが問題であると報告されている<sup>1-49), 1-51), 1-52)</sup>。したがって本研究では被験者の標点マーカー位置より下腿座標系を求め、外部膝関節内反モーメントを算出した。このことによって正確に膝関節の力学的環境を反映できると考える。第2章第1節の研究ではこの点に着目し、膝OA群と健常人によって構成される対照群の間に、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値に差があるのか、また、膝OA群は病期により、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値に差があるのかを明らかにすることを目的として行った。

解決すべき課題の二つ目は、外部膝関節内反モーメントが膝OAの臨床症状を反映するか否かである。膝OAの患者は、疼痛や日常生活活動の障害があるから医療機関を受診する。そのため、膝関節内側コンパートメントの荷重量の増加が改善したとしても、疼痛や日常生活活動の障害などの臨床症状が改善しなければ、患者の満足を得ることができない。Thorstenssonらの縦断的研究<sup>1-53)</sup>は、X線写真画像にて膝OA変化が認められない疼痛がある者の86%は、12年後の追跡時にX線写真画像にて膝OA変化が認められたと報告した。疼痛は、膝OAの初期症状として進行を予測するうえで重要な症状であることを示唆している。Miyazaki Tら<sup>1-54)</sup>は、膝OA患者は歩行時の外部膝関節内反モーメントが大きい者は6年後のX線写真画像評価で病期が進行し、それは病期進行の危険因子であると報告した。また、Aminら<sup>1-55)</sup>は、歩行時の外部膝関節内反モーメントが大きい者は、3から4年後に膝関節痛を発症する確率が高いと報告した。Miyazaki Tら<sup>1-54)</sup>とAminら<sup>1-55)</sup>は、歩行時の外部膝関節内反モーメントは膝OAの進行を予測するうえで有用であると報告した。これらのことより、歩行時の外部膝関節内反モーメントと疼痛は何らかの関係があると思われるが、それに関する報告は少なく、一致した見解も得られていない<sup>1-45), 1-56), 1-57)</sup>。それに関しても外部膝関節内反モーメントの算出方法の問題が関与している可能性がある。第2章第2節の研究ではこの点に着目し、膝OAの臨床症状である疼痛や身体活動性の低下と歩行時の外部膝関節内反モーメントとの関連性を検討することを目的として行った。

解決すべき課題の三つ目は、歩行時の外部膝関節内反モーメントは膝OAの病期および臨床症状と関係があることを前提とし、それを正常範囲に近づけるためには、どのような理学療法介入法を導入すべきかの科学的根拠を実験的に明らかにする。膝OAに対する運動療法について、近年、無作為比較研究が多く報告されている<sup>1-58-1-70)</sup>。介入法は、歩行運動<sup>1-58)</sup>、ストレッチング<sup>1-59), 1-60)</sup>、有酸素運動<sup>1-61-1-64)</sup>、筋力増強運動<sup>1-65-1-68)</sup>、関節可動域運動<sup>1-69), 1-70)</sup>などであった。期間や介入方法などはさまざまであったが、いずれの報告も疼痛軽減や日常生活活動障害の改善に有効であると一致した見解が得られている<sup>1-58-1-70)</sup>。しかしながら、歩行時の外部膝関節内反モーメントを減少させるための理学療法介入法についての知見は得られていない。唯一、Freglyら<sup>1-71-1-73)</sup>はコンピュータシミュレーションを用い、歩容を変更させることで外部膝関節内反モーメントを減少させることができる可能性を報告している。彼らが提唱する歩容の変更とは、膝関節の内側スラストを誘導することや、遊脚相

での足部の移動軌跡を外側に変位させることである<sup>1-71-1-73</sup>。

歩容に影響を与える要因として下肢筋機能がある<sup>1-74), 1-75)</sup>。歩行は中枢神経系を含む制御システムのもとに成立しているが、効果器である筋の出力調節、時間配列、空間配列が重要となる<sup>1-74), 1-75)</sup>。つまり歩行を効率的に行うためには、歩行に関わる筋が適切な時間に張力を発揮する機能を有していることが必要である<sup>1-75)</sup>。それらの筋の出力調節、時間配列、空間配列が障害されると、効率的な歩行の遂行が障害される<sup>1-74), 1-75)</sup>。筋力低下とは筋の出力調節、時間配列、空間配列が障害された状態であり、それは歩容の変化に結びつきやすい<sup>1-74), 1-75)</sup>。さらに下肢筋力が低下した状態での歩行は、関節の衝撃吸収と外力からの保護が不十分となり、関節に異常な負荷が加わることが示唆されている<sup>1-76-1-80)</sup>。

理学療法士にとって筋力の低下は、最もアプローチしやすく、改善方向に導きやすい身体機能の一つである。膝 OA は、膝関節周囲筋や股関節周囲筋の筋萎縮や筋力低下が認められる<sup>1-81-1-87)</sup>。それらの筋は歩行を行ううえで重要であり、臨床ではそれらの強化が積極的に行われている。しかしながら、それらの筋の筋力低下が膝関節内側コンパートメントの荷重量増加に影響を与えているか否かについては明らかにされていない。また、膝関節周囲筋や股関節周囲筋のなかで、どの筋の筋力を改善させることによって膝関節内側コンパートメントの荷重量増加の改善が得られるかについても明らかにされていない。第 3 章の研究では、膝関節内側コンパートメントに生じる異常な荷重量を減少させるために、理学療法介入法として膝関節周囲筋や股関節周囲筋のなかで何を治療標的にすべきか、歩行を解析動作とし、どの時期にどの下肢関節の内部関節モーメントを発揮すべきかを明らかにすることを目的として行った。

### 第 3 節. 本研究の目的

本研究は、以下の 2 つを目的として行った。すなわち、1) 歩行時の膝関節の力学的環境を反映するとされる外部膝関節内反モーメントが、健常人よりなる対照群と比較して大きく、かつ膝 OA の病期進行によって大きくなるか否か、さらに疼痛や日常生活活動の障害と関係があるか否かを調べることによって、理学療法の治療標的および帰結の指標として妥当であるか検証すること、2) 歩行時の膝関節内側コンパートメントへの荷重量減少や疼痛や移動能力の障害の改善を図るために、理学療法で改善できる下肢筋機能を明らかにすることであった。

### 第 4 節. 本論文の構成

本論文は第 1 章では、本研究の背景、膝 OA の理学療法の確立にともなう課題と本研究の位置づけ、目的を述べた。第 2 章では、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値を、膝 OA 群と健常者の対照群で比較し、それが膝 OA 群の臨床症状に及ぼす影響について検討した。第 3 章では、下肢筋力を膝 OA 群と健常者の対照群で比較し、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値との関連性について検討した。さらに、膝 OA 群と健常者の対照群における内部

股関節外転モーメントのピーク値，ピーク発生時期，立脚期各相での積分値を比較し，歩行時の外部膝関節内反モーメントの値との関係について検討した。第 4 章では，本論文のまとめ，今後の課題と臨床への提言を述べた。

## 第2章. 膝 OA と歩行時の外部膝関節内反モーメントの関係

### 第1節. 膝 OA の病期と歩行時の外部膝関節内反モーメントの関係

#### 2-1-1. はじめに

膝 OA 群の外部膝関節内反モーメントは、健常人からなる対照群より大きく、膝 OA の重症化に伴い大きくなると推測できる。しかしながら第1章で述べたように、相反する報告がなされており、一致した見解が得られていないのが現状である<sup>2-1-2-10)</sup>。

第2章第1節での研究は、歩行時の被験者の標点マーカ位置より下腿座標系を求め、正確な外部膝関節内反モーメントを算出し<sup>2-11-2-13)</sup>、以下の2つを目的として行ったものである。すなわち、1) 歩行時の外部膝関節内反モーメントの値および積分値を対照群と膝 OA 群で比較すること、2) 膝 OA の病期によって軽度膝 OA 群と重度膝 OA 群に分け、歩行時の外部膝関節内反モーメントの値および積分値を比較することである。第1節では、膝 OA 群は対照群よりもそれらは大きく、膝 OA の重症化に伴い大きくなるという仮説を立てた。

#### 2-1-2. 方法

##### 2-1-2-1. 被験者

被験者は、片側性または両側性内側型膝 OA と診断された女性 38 名 (41~79 歳) の膝 OA 群であった。膝 OA 群は、膝関節内側に1ヶ月以上持続する疼痛を有し、X線写真画像で膝関節内側関節裂隙の狭小化や骨棘形成が認められた者であった。このため、膝 OA のうち膝関節内側関節裂隙が完全に閉鎖している者、15 度以上の膝関節屈曲拘縮が認められる者は被験者には含めなかった。このほかに設定した除外条件は、中枢神経疾患の既往、下肢関節に人工関節置換術の既往、下肢に外傷または手術の既往、重篤な心疾患や肺疾患の既往、関節リウマチの既往を有する者、および日常生活で杖を使用している者、または歩行援助機器の使用なしでは独歩困難な者であった。膝 OA 群は両脚起立位で膝の前後 X 線写真撮影を行い、その X 線写真画像に基づき Kellgren-Lawrence 分類<sup>2-14)</sup>を用いて重症度の分類を行った。膝 OA 群のうち、Kellgren-Lawrence 分類にて I または II に分類された 20 名 (41~73 歳: 平均 61.9±8.1 歳) を軽度膝 OA 群、III または IV に分類された 18 名 (56~79 歳: 平均 71.4±6.7 歳) を重度膝 OA 群とした。軽度膝 OA 群のうち整形外科医により片側性膝 OA と診断されたのは 6 名、両側性膝 OA と診断されたのは 14 名であった。重度膝 OA 群のうち片側性膝 OA と診断されたのは 4 名、両側性膝 OA と診断されたのは 14 名であった。

比較のために日常生活で膝関節痛を有さず、アメリカリウマチ学会の変形性膝関節症の臨床診断基準<sup>2-15)</sup>を満たさない健常女性 10 名 (49~64 歳: 平均年齢 57.7±4.6 歳) を対照群とした。被験者の身長、体重、Body Mass Index (BMI) の内訳を表 2-1-1 に示す。

研究の実施に先立ち、広島国際大学の倫理審査委員会にて承認を得た。なお、すべての被験者に研究の目的と内容を説明し、文書による同意を得たうえで実験を行った。

表 2-1-1 被験者の内訳

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
年齢 (歳)	57.7 ± 4.6	61.9 ± 8.1	71.4 ± 6.7 <sup>b, c</sup>
人数 (計測肢)	10 (20)	20 (20)	18 (18)
両膝 OA の人数	0	14	14
左 / 右	10 / 10	9 / 11	9 / 9
身長 (m)	1.543 ± 0.074	1.494 ± 0.053	1.488 ± 0.07 <sup>b</sup>
体重 (kg)	53.3 ± 7.2	56.6 ± 5.5	59.1 ± 8.3 <sup>b</sup>
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.4 ± 2.4	25.4 ± 2.47 <sup>a</sup>	26.7 ± 2.61 <sup>b</sup>

値: 実数 または 平均 ± 標準偏差

BMI: body mass index

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 対照群

c: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 軽度膝 OA 群

## 2-1-2-2. 外部膝関節モーメントの測定

### 計測条件

被験者は 7m の直線歩行路で自由歩行を行った。計測は 5 回行い、そのなかから任意に 5 歩行周期を抽出した。

### 計測方法

歩行中の運動学データは、赤外線カメラ 8 台を用いた三次元動作解析装置 Vicon MX (Vicon Motion Systems 社, Oxford, 英国) を用いてサンプリング周波数 100Hz にて取得した。標点マーカーは臨床歩行分析研究会の推奨する方法<sup>2-16)</sup>を参考にし、直径 14mm の赤外線反射マーカーを被験者の左右の肩峰、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、腸骨稜最上部、上前腸骨棘、上後腸骨棘、股関節 (大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から 1/3 の点)、膝関節外側と内側 (膝関節裂隙の高さで、膝蓋骨を除く前後径の中点)、足関節外果と内果、第 1・5 中足骨骨頭、踵の合計 28 箇所貼付した。また、左右を区別するために、右肩甲骨に赤外線反射マーカーを 1 個貼付した。関節中心点座標は臨床歩行分析研究会の推奨する推定式<sup>2-16)</sup>を用いて算出した。すなわち、股関節中心点は、左右の股関節マーカーを結んだ直線に沿って、両端から線長の 18% ずつ内挿した点とした。膝関節中心点は、膝関節外側と内側マーカーを結んだ直線に沿って、外側マーカーから身長 の 2.6% を内挿した点とした。足関節中心点は、足関節外果と内果マーカーを結んだ直線に沿って、外側マーカーから身長 の 2% を内挿した点とした。中足指節関節中心点は、第 1・5 中足骨骨頭を結んだ直線に沿って、第 5 中足骨骨頭マーカーから身長 の 2.3% を内挿した点とした。同時に床反力は、床反力計 (AMTI 社, Watertown, 米国) 8 枚を用いて、サンプリング周波数 100Hz

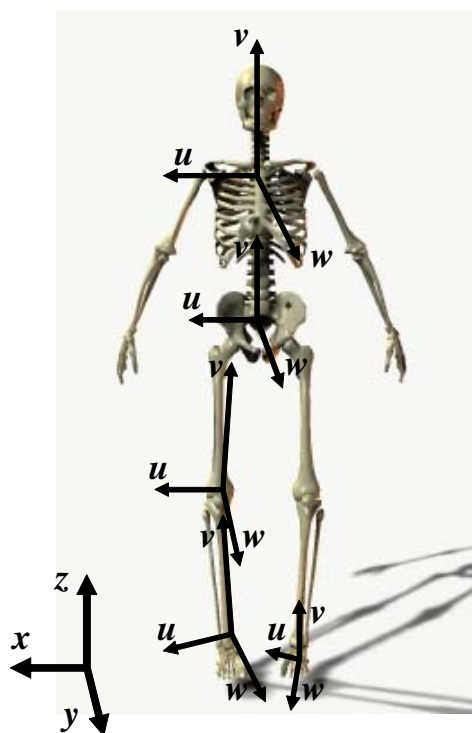


にて測定した。

## 解析方法

三次元動作解析装置 Vicon MX と床反力計から得られた運動学および運動力学データと身長、体重、さらに岡田ら<sup>2-17)</sup>の身体部分慣性特性を基に歩行データ演算ソフト Bodybuilder (Vicon Motion Systems 社, Oxford, 英国) を用いて、身体重心 (Center of Gravity, 以下, COG) 座標, 関節角度, 関節モーメントを算出した。それぞれのセグメントにおける座標系は図 2-1-1 に示すように定義した。

関節角度, 関節モーメントを算出するにあたっては足部, 下腿部, 大腿部, 骨盤の 7 リンク剛体モデルを用いた。関節モーメントは外部モーメントで表し, 体重で正規化した値を用いた。下肢関節モーメントの算出方法を付録に示した。



空間座標系は左右方向を  $x$  軸, 進行方向を  $y$  軸, 鉛直方向を  $z$  軸と定義した。  $x$  軸は右方向を+,  $y$  軸は進行方向を+,  $z$  軸は上を+と定義した。

足部座標系は, 原点は中節指節関節中心点とし, そこから足関節中心点を結ぶベクトルを  $w$  軸, 原点を通り第 1 と第 5 中足骨マーカーを結ぶ線ベクトルと  $w$  軸に直交するベクトルを  $v$  軸, 原点を通り  $w$  軸と  $v$  軸に直交するベクトルを  $u$  軸と定義した。

下腿座標系は, 原点は足関節中心点とし, そこから膝関節中心点を結ぶベクトルを  $v$  軸, 原点を通り内果と外果マーカーを結ぶベクトルと  $v$  軸に直交するベクトルを  $w$  軸, 原点を通り  $w$  軸と  $v$  軸に直交するベクトルを  $u$  軸と定義した。

大腿座標系は, 原点は膝関節中心点とし, そこから股関節中心点を結ぶベクトルを  $v$  軸, 原点を通り内側関節裂隙と外側関節裂隙マーカーを結ぶベクトルと  $v$  軸に直交するベクトルを  $w$  軸, 原点を通り  $w$  軸と  $v$  軸に直交するベクトルを  $u$  軸と定義した。

骨盤座標系は, 原点は左右上後腸骨棘マーカーを結ぶ線の中心点とし, 原点を通り左右上前腸骨棘を結ぶベクトルを  $u$  軸, 左右上後腸骨棘マーカーを結ぶ線の中心点と左右上前腸骨棘を結ぶ線の中心点を結ぶベクトルと  $u$  軸に直交するベクトルを  $v$  軸, 原点を通り  $u$  軸と  $v$  軸に直交するベクトルを  $w$  軸と定義した。

体幹座標系は左右肩峰マーカーを結ぶ線の中心点を原点とし, 左右肩峰マーカーを結んだベクトルを  $u$  軸, 原点を通り左右肩峰マーカーを結ぶ線の中心点と左右上前腸骨棘マーカーを結ぶ線の中心点を結んだベクトルと  $u$  軸に直交するベクトルを  $w$  軸, 原点を通り  $u$  軸と  $w$  軸に直交するベクトルを  $v$  軸と定義した。

図 2-1-1 空間座標系と各セグメント座標系の定義

## データ解析

歩行速度は得られた COG 座標データから算出して求めた。歩幅は, 歩行周期の初期接地時の左右踵マーカーの進行方向座標の差から算出して求めた。なお, 歩幅は身長で正規化

した (%Body Height: %BH)。左右の床反力鉛直成分から、立脚時間と単脚支持時間を求めた。外部膝関節モーメントの値は、立脚期初期の第1ピーク値、単脚支持期で支持脚の床反力鉛直成分が最も低くなる時間での値(立脚中期)、立脚期後期の第2ピーク値を求めた。外部膝関節内反モーメントの積分値は、立脚時間の積分値(立脚期全体の外部膝関節内反モーメントの積分値)、立脚初期の両脚支持時間の積分値(初期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値)、単脚支持時間の積分値(単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値)、立脚後期の両脚支持時間の積分値(後期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値)として求めた(図2-1-2)。外部膝関節内反モーメントの値と積分値は体重で正規化し、5歩行周期の平均を代表値とした。対照群は左右両脚を計測肢とした。片側膝OAでは罹患肢を、両側膝OAではより疼痛が強く、かつX線写真画像においてもKellgren-Lawrence分類でより重症度の高い肢を計測肢とした。

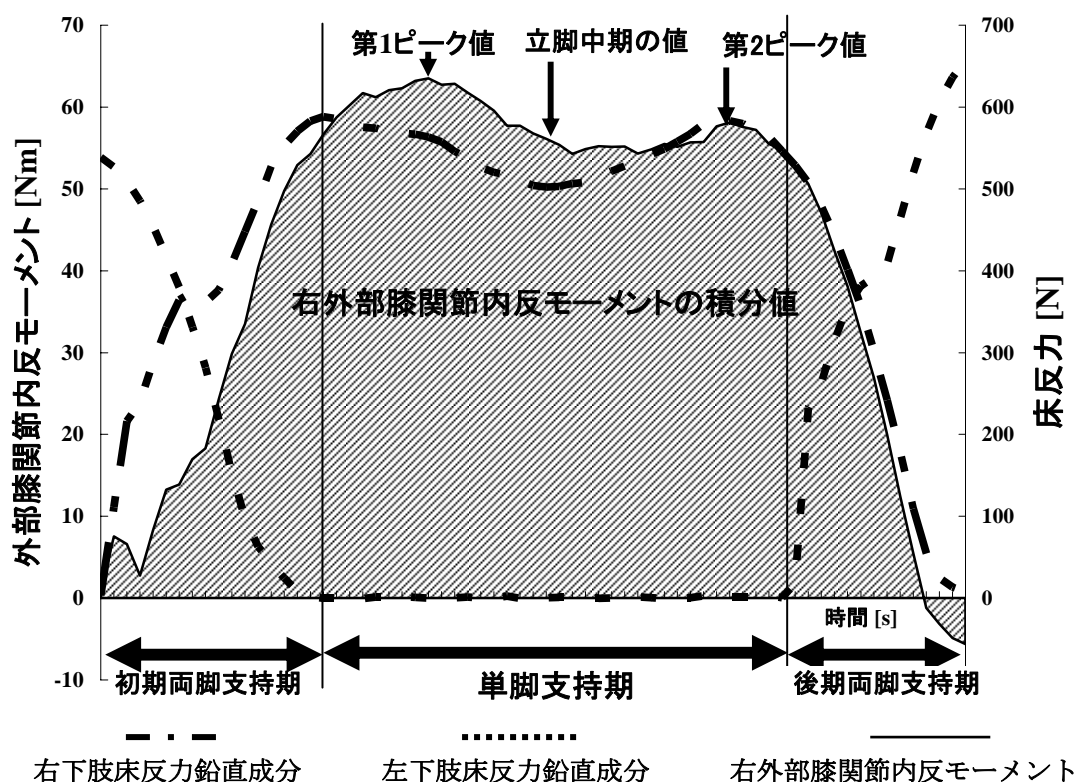


図2-1-2 立脚期の外部膝関節内反モーメントと解析ポイント

外部膝関節内反モーメントの値は、第1ピーク値、立脚中期の値、第2ピーク値、それぞれを求めた。外部膝関節内反モーメントの積分値は、立脚期全体、初期両脚支持期、単脚支持期、後期両脚支持期の時間積分を行って求めた。

### 2-1-3. 統計学的解析

数値は実数または平均 ± 標準偏差で表した。対照群、軽度膝OA群、重度膝OA群の比較には、等分散の場合は一元配置分散分析を用いたのち Tukey の多重比較法を行い、等分

散でない場合は、Welch の平均値同等性の耐久検定を用いたのち Games-Howell の多重比較法を行った。また、要因分析には、Stepwise 重回帰分析を行った。なお、 $p < 0.05$  をもって有意とした。解析には SPSS 15.0 J for Windows (エス・ピー・エス・エス社、日本)を使用した。

## 2-1-4. 結果

### 2-1-4-1. 各群の年齢，身長，体重，BMI

表 2-1-1 に各群の値を示す。対照群は 10 人 20 肢を計測肢とした。軽度膝 OA 群は、右 11 肢，左 9 肢を計測肢とした。重度膝 OA 群は、右 9 肢，左 9 肢を計測肢とした。重度膝 OA 群の年齢は、対照群と軽度膝 OA 群より有意に高かったが、軽度膝 OA 群と対照群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群の身長は、対照群よりも有意に低かったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群，軽度膝 OA 群と対照群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群の体重は、対照群よりも有意に大きかったが、軽度膝 OA 群と対照群，重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の BMI は、対照群よりも有意に高かったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。

### 2-1-4-2. 各群の歩行速度，歩幅，立脚時間，単脚支持時間

表 2-1-2 に各群の歩行データを示す。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の歩行速度は、対照群よりも有意に遅かったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の歩幅は、対照群よりも有意に短かったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群の立脚時間は、対照群よりも有意に長かったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群，軽度膝 OA 群と対照群の間には有意な差は認められなかった。単脚支持時間は、3 群間に有意な差は認められなかった。

表 2-1-2 各群の歩行パラメータ

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
歩行速度 (m / s)	1.2 ± 0.14	1.04 ± 0.14 <sup>a</sup>	0.95 ± 0.17 <sup>b</sup>
歩幅 (%BH)	35.5 ± 3.1	32.7 ± 3.6 <sup>a</sup>	31.3 ± 3.6 <sup>b</sup>
立脚時間 (s)	0.57 ± 0.05	0.61 ± 0.54	0.64 ± 0.77 <sup>b</sup>
単脚支持時間 (s)	0.36 ± 0.24	0.36 ± 0.04	0.37 ± 0.34

値: 平均 ± 標準偏差

a:  $p < 0.05$ , 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b:  $p < 0.05$ , 重度膝 OA 群 vs 対照群

### 2-1-4-3. 各群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの値

図 2-1-3 に各群の歩行立脚期の外部膝関節モーメントを示す。重度膝 OA 群，軽度膝 OA 群，対照群の順に外部膝関節内反モーメントの値は立脚期の全体を通して大きかった。さらに対照群では 2 峰性の波形であるが、軽度膝 OA 群，重度膝 OA 群では台形状の波形とな

った。

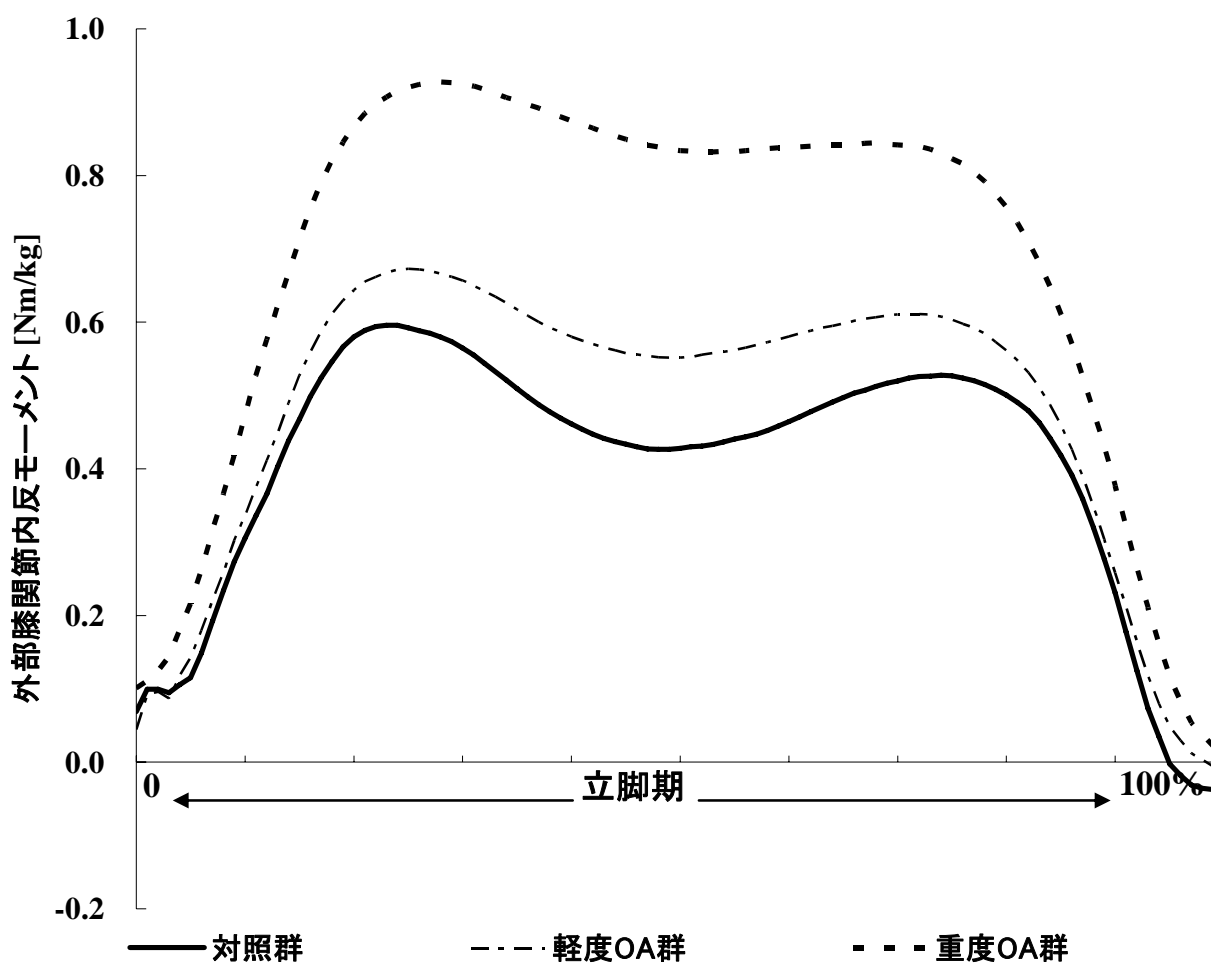


図 2-1-3 各群の立脚期外部膝関節内反モーメント波形

表 2-1-3 に各群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの値を示す。重度膝 OA 群の外部膝関節内反モーメントの第 1 ピーク値は、軽度膝 OA 群と対照群の両群よりも有意に大きかったが、対照群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群の外部膝関節内反モーメントの第 2 ピーク値は、軽度膝 OA 群と対照群の両群よりも有意に大きかったが、対照群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の立脚中期の値は対照群よりも有意に大きく、重度膝 OA 群は軽度膝 OA 群よりも有意に大きかった。

表 2-1-3 各群の外部膝関節モーメント

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
<b>外部膝関節内反モーメント</b>			
第 1 ピーク値 (Nm/kg)	0.66 ± 0.12	0.72 ± 0.15	0.97 ± 0.27 <sup>b, c</sup>
立脚中期の値 (Nm/kg)	0.45 ± 0.15	0.56 ± 0.13 <sup>a</sup>	0.85 ± 0.27 <sup>b, c</sup>
第 2 ピーク値 (Nm/kg)	0.57 ± 0.14	0.63 ± 0.12	0.87 ± 0.25 <sup>b, c</sup>

値: 平均 ± 標準偏差

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 対照群

c: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 軽度膝 OA 群

#### 2-1-4-4. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値

表 2-1-4 に各群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値を示す。

重度膝 OA 群の立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値は, 軽度膝 OA 群と対照群の両群よりも有意に大きく, 軽度膝 OA 群は対照群よりも有意に大きかった。重度膝 OA 群の初期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は, 軽度膝 OA 群と対照群の両群よりも有意に大きく, 軽度膝 OA 群は対照群よりも有意に大きかった。重度膝 OA 群の単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は, 軽度膝 OA 群と対照群の両群よりも有意に大きく, 軽度膝 OA 群は対照群よりも有意に大きかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の後期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は, 対照群よりも有意に大きかったが, 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。

表 2-1-4 各群の外部膝関節モーメントの積分値の比較

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
<b>外部膝関節内反モーメントの積分値</b>			
立脚期(Nms/kg)	0.22 ± 0.09	0.31 ± 0.06 <sup>a</sup>	0.41 ± 0.09 <sup>b, c</sup>
初期両脚支持期(Nms/kg)	0.024 ± 0.013	0.04 ± 0.012 <sup>a</sup>	0.055 ± 0.019 <sup>b, c</sup>
単脚支持期(Nms/kg)	0.18 ± 0.07	0.24 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.31 ± 0.07 <sup>b, c</sup>
後期両脚支持期(Nms/kg)	0.018 ± 0.018	0.038 ± 0.022 <sup>a</sup>	0.043 ± 0.016 <sup>b</sup>

値: 平均 ± 標準偏差

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 対照群

c: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 軽度膝 OA 群

#### 2-1-4-5. 外部膝関節内反モーメントと歩行パラメータとの関係

重度膝 OA 群と軽度膝 OA, および軽度膝 OA 群と対照群の間で, ともに有意な差が認められた外部膝関節内反モーメントの立脚中期の値, 立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の積分値に, 群と歩行パラメータがどの程度影響を与えるかを解析した。外部膝関節内反モーメントの立脚中期の値, 立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の積分値のそれぞれを

従属変数、群、歩行速度、歩幅、立脚時間を独立変数とし stepwise 重回帰分析を行った。また、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値には、立脚時間のかわりに単脚支持時間を独立変数とした。

立脚中期の値に影響を与える要因として、群 ( $\beta = 0.47$ ) と歩行速度 ( $\beta = -0.3$ ) があげられ、ANOVA の結果は有意で、 $R^2$  は 0.48 であったために適合度は高いと判断した。

立脚期の積分値に影響を与える要因として、群 ( $\beta = 0.4$ )、立脚時間 ( $\beta = 0.34$ )、歩行速度 ( $\beta = -0.24$ ) があげられ、ANOVA の結果は有意で、 $R^2$  は 0.66 であったために適合度は高いと判断した。

初期両脚支持期の積分値に影響を与える要因として、群 ( $\beta = 0.46$ )、立脚時間 ( $\beta = 0.45$ ) があげられ、ANOVA の結果は有意で、 $R^2$  は 0.59 であったために適合度は高いと判断した。

単脚支持期の積分値に影響を与える要因として、群 ( $\beta = 0.51$ )、単脚支持時間 ( $\beta = 0.38$ ) があげられ、ANOVA の結果は有意で、 $R^2$  は 0.57 であったために適合度は高いと判断した。

### 2-1-5. 考察

膝 OA 群と健常群の外部膝関節内反モーメントの値を比較する場合、群の設定に際して注意をはらう必要がある。第一に、外部膝関節内反モーメントの値に影響する要因として性差がある<sup>2-18)</sup>。そこで本研究では、性差の影響を取り除くために被験者は全員を女性とした。第二に、外部膝関節内反モーメントの値の左右肢間での差の問題があげられる。対照群の設定のさいランダムに計測肢を設定している研究が多いが<sup>2-1-2-9), 2-18)</sup>、著者らのこれまでの研究から 50 歳を越えると外部関節モーメントの左右差が顕著になる例を経験してきた<sup>2-20), 2-21)</sup>。そこでランダムに左右肢を選ぶよりも、両肢を計測肢とすることでバイアスとならないように配慮した。第三に、年齢<sup>2-22)</sup>と体重<sup>2-22-2-25)</sup>の問題があげられる。本研究の重度膝 OA 群は、対照群と軽度膝 OA 群よりも有意に年齢が高かった。膝 OA の発症および進行要因として年齢が報告されており<sup>2-22), 2-23)</sup>、本研究でもそのことが反映された。また、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の BMI は、対照群よりも大きかったが、他の研究においても膝 OA 群と対照群で BMI に有意差が認められるものが多い<sup>2-3), 2-5), 2-26)</sup>。また、歩行時の外部膝関節内反モーメントに影響を与える要因ではないという報告があるが<sup>2-27)</sup>、本研究では外部膝関節内反モーメントを体重で正規化した値を採用した。

本研究の重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の歩行速度は、ともに対照群よりも有意に遅かった。過去の研究において、歩行速度は矢状面の外部膝関節モーメントの値に影響を与え、歩行速度が速くなると外部膝関節屈曲モーメントが大きくなることが示されている<sup>2-28)</sup>。しかしながら、歩行速度が前額面の外部膝関節モーメントに与える影響については明らかにされていない。Mündermann ら<sup>2-10)</sup>は、Kellgren-Lawrence 分類にて I または II に分類された軽度膝 OA 群において、歩行速度と歩行時の外部膝関節内反モーメントの第 1 ピーク値のあいだに正の相関が認められた。しかし、健常人よりなる対照群や Kellgren-Lawrence 分類にて III または IV に分類された重度膝 OA 群では、そのような関係が認められなかったと報告した。

本研究では、stepwise 重回帰分析にて歩行速度の標準偏回帰係数 ( $\beta$ ) は負の値であり、歩行速度の低下は外部膝関節内反モーメントの立脚中期の値および立脚期の積分値の増大につながることを示唆される。よって、歩行速度の低下は従来報告されていたような膝関節を保護するための戦略というより<sup>2-10</sup>、立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値が増加することにより膝関節の力学的環境を乱す要因となりうると考えられる。

本研究では重度膝 OA 群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの第 1 ピーク値、立脚中期、第 2 ピーク値は、軽度膝 OA 群と対照群よりも有意に大きかった。膝 OA のなかで中等度から重度膝 OA の外部膝関節内反モーメントは、健常人よりなる対照群より大きいとする報告が多く、本研究の結果はそれらの報告と一致する結果であった<sup>2-1-2-7, 2-10, 2-18</sup>。その理由としては、膝関節内側関節裂隙の狭小化がすでに生じており、膝関節内反が強くなるためにモーメントアームが長くなることが報告されている<sup>2-29</sup>。著者らの先行研究<sup>2-20</sup>は、膝 OA 群を膝関節 X 線写真画像に基づき Kellgren-Lawrence 分類 I から III それぞれの群で比較した。課題動作を足踏み動作とし、膝 OA の重症度での群間で、外部膝関節内反モーメントの値に有意な差は認められなかった。本研究と先行研究<sup>2-20</sup>で異なる結果が得られた理由は、被験者の違いと課題動作の違いがあげられる。先行研究<sup>2-20</sup>では Kellgren-Lawrence 分類 III に該当する被験者数が少なかったが、本研究では Kellgren-Lawrence 分類 III に該当する被験者数が多かった。また、Kellgren-Lawrence 分類 IV に分類される膝 OA の被験者を重度膝 OA 群に含めたことが異なる結果が得られた理由と考えられる。また先行研究<sup>2-20</sup>は、その場での足踏み動作を課題動作としたが、本研究では日常生活活動の移動方法として代表的でありながら、膝 OA 患者が最も苦痛を訴える歩行を課題動作とした。歩行は足踏み動作と比較して、COG の前方の推進と減速が加わる<sup>2-30</sup>。そのため安定した歩行を行うためには、身体の側方安定が足踏み動作よりも強く要求される<sup>2-31</sup>。そのことも外部膝関節内反モーメントの値に影響を与え、著者らの先行研究<sup>2-20</sup>と異なる結果が得られた理由と推測される。

本研究では軽度膝 OA 群の外部膝関節内反モーメントの第 1 ピーク値と第 2 ピーク値は、対照群と有意な差は認められなかったが、立脚中期の値は対照群よりも有意に大きいことが示された。膝 OA の立脚中期の値が大きくなることは、Astefan ら<sup>2-6</sup>、Hunt ら<sup>2-29</sup>、Thorp ら<sup>2-32</sup>、著者ら<sup>2-21</sup>が指摘しており、本研究結果と一致している。立脚中期は単脚支持期であると同時に、COG は足部で形成される支持基底面より遊脚肢側に位置する。外部膝関節内反モーメントは、床反力の大きさとモーメントアームに影響をうける<sup>2-29</sup>。軽度膝 OA 群が立脚中期に外部膝関節内反モーメントが大きくなる原因は特定できないが、立脚中期に何らかの理由によりモーメントアームが長くなることが外部膝関節内反モーメントの増加につながると推測される。原因の解明については今後の課題である。

本研究では軽度膝 OA 群の立脚期全体および各相での外部膝関節内反モーメントの積分値は、対照群よりも有意に大きかった。このことは、Thorp ら<sup>2-32</sup>の報告と一致するものであった。彼ら<sup>2-32</sup>は、立脚期の外部膝関節内反モーメントの値を時間積分した値は立脚期の各相の外部膝関節内反モーメントの総量を示し、ピーク値よりも感度が高いと報告した。

Stepwise 回帰分析の結果は、立脚期の積分値は群、立脚時間、歩行速度に影響を受け、初期両脚支持期・単脚支持期の積分値は、群、立脚時間に影響を受けることが示された。つまり、重度の膝 OA で、立脚時間が長く、歩行速度が遅い被験者は、立脚期により外部膝関節内反モーメントが大きくなることを示している。

本研究では、膝 OA 群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの立脚中期の値および立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の積分値は、対照群よりも大きい。そして膝 OA の重症化にともない、それらの値は大きくなるという仮説は支持された。しかし、立脚期の第 1 ピーク値、第 2 ピーク値は、軽度膝 OA 群では対照群よりも大きくなるという仮説は否定された。また、後期両脚支持期の積分値は、膝 OA の重症化にともない大きくなるという仮説も否定された。



## 第 2 節. 膝 OA の外部膝関節内反モーメントの積分値と疼痛・能力障害の関係

### 2-2-1. はじめに

歩行時の外部膝関節内反モーメントは、疼痛や日常生活活動の能力障害と関係があると考えられるが、過去の研究において一致した見解は得られていない<sup>2-1), 2-6), 2-33~2-35)</sup>。

第 2 章第 2 節の研究は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝 OA 群の疼痛および日常生活活動と関係があるか否かを検討することを目的として行った。第 2 節では外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝 OA 群の疼痛と日常生活活動の能力障害と関係が認められるとする仮説を立てた。

### 2-2-2. 方法

#### 2-2-2-1. 被験者

被験者は、第 2 章第 1 節の研究の被験者である軽度膝 OA 群 20 名 (20 肢)、重度膝 OA 18 名 (18 肢)であった。片側膝 OA では罹患肢を、両側膝 OA ではより疼痛が強く、かつ X 線写真画像においても Kellgren-Lawrence 分類<sup>2-14)</sup>でより重症度の高い肢を計測肢とした。

#### 2-2-2-2. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の算出

測定条件、測定方法、解析方法は第 1 節の研究と同一の方法を採用した。

#### 2-2-2-3. 膝 OA 群の疼痛、QOL の評価

膝 OA 群は、患者立脚型の QOL 評価尺度として日本版膝関節症機能評価尺度 (Japanese Knee Osteoarthritis Measure, 以下、JKOM)<sup>2-36)</sup>を用いて評価した。JKOM は設問項目として「膝の痛みとこわばり」、「日常生活の状態」、「ふだんの活動」、「健康状態について」を 5 段階で質問する 25 問の構成に加えて、膝の疼痛を visual analog scale (以下、VAS)で尋ねる自記式回答質問表である。JKOM の各段階の配点は、1~5 点 (症状が強いほど高得点)であった。そして各設問に対する回答結果を算定し、総合点数が JKOM 得点となり、点数が高くなるにしたがい障害が強いことを示す (満点 125 点)。なお、設問項目の「膝の痛みとこわばり」は、8 項目の質問からなり満点が 40 点、「日常生活の状態」は、10 項目の質問からなり満点が 50 点である。

### 2-2-3. 統計学的解析

数値は実数または平均  $\pm$  標準偏差で表した。軽度膝 OA 群、重度膝 OA 群の比較には 2 標本 t 検定を用いた。また、立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値と JKOM 総合得点、JKOM 設問項目である「膝の痛みとこわばり」「日常生活の状態」の各得点との関係は、Pearson の積率相関係数を求めることで調べた。なお、 $p < 0.05$ をもって有意とした。解析には SPSS 15.0 J for Windows (エス・ピー・エス・エス社、日本)を使用した。

## 2-2-4. 結果

### 2-2-4-1. 膝 OA 各群と JKOM

膝 OA 群の Kellgren-Lawrence 分類分布, VAS, JKOM の得点を表 2-2-1 に示す。重度膝 OA 群は, 軽度膝 OA 群に比較して VAS, JKOM 総合得点, 「膝の痛みとこわばり」「日常生活の状態」の各項目得点において有意に大きかった。

表 2-2-1 膝 OA 群の臨床症状

	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
<b>Kellgren-Lawrence 分類</b>		
I	3	0
II	17	0
III	0	14
IV	0	4
<b>VAS (mm)</b>	37.8 ± 1.9	56.7 ± 2.2 <sup>a</sup>
<b>JKOM (得点)</b>		
総合	46.1 ± 7.8	63.0 ± 15.9 <sup>a</sup>
膝の痛みやこわばり	16.9 ± 3.4	22.5 ± 5.8 <sup>a</sup>
日常生活の状態	16.7 ± 4.1	23.6 ± 6.8 <sup>a</sup>

値: 実数 または 平均 ± 標準偏差

Kellgren-Lawrence 分類: 立位 X 線写真画像での重症度判定 I ~ IV になるにつれ重症度が高い

VAS: Visual Analog Scale 主観的疼痛度が強いほど, 点数は高くなる

JKOM: 日本版膝関節症機能評価尺度 症状・障害が強いほど, 点数は高くなる

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 重度膝 OA 群

### 2-2-4-2. 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値と JKOM

歩行時の各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と JKOM 各項目得点との相関係数を表 2-2-2 に示す。JKOM 総合得点は, 立脚期 (r=0.54)・初期両脚支持期 (r=0.54)・単脚支持期 (r=0.47) の外部膝関節内反モーメントの積分値と正の相関が認められた。「膝の痛みとこわばり」の項目得点は, 立脚期 (r=0.46)・初期両脚支持期 (r=0.53)・単脚支持期 (r=0.4) の外部膝関節内反モーメントの積分値と相関が認められた。「日常生活の状態」の項目得点は, 立脚期 (r=0.53)・初期両脚支持期 (r=0.57)・単脚支持期 (r=0.45) の外部膝関節内反モーメントの積分値と正の相関が認められた。

表 2-2-2 歩行各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と JKOM との相関

	外部膝関節内反モーメントの積分値		
	立脚期	初期両脚支持期	単脚支持期
JKOM 総合得点	0.54 **	0.54 **	0.47 **
「膝の痛みとこわばり」	0.46 **	0.53 **	0.4 *
「日常生活の状態」	0.53 **	0.57 **	0.45 **

\*: p<0.05

\*\* : p<0.01

### 2-2-5. 考察

本研究では、立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での外部膝関節内反モーメントの積分値は、JKOM 総合得点・「膝の痛みとこわばり」の項目得点・「日常生活の状態」の項目得点と有意な正の相関が認められた。つまり、これらの外部膝関節内反モーメントの積分値と疼痛や日常生活活動の能力障害と関係があることが示唆された。本研究のような横断的研究では、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値と疼痛や日常生活活動の能力障害は、どちらが原因か、あるいは結果であるかについては明言できないが、二つの可能性が考えられる。

一つの可能性は、外部膝関節内反モーメントの積分値が示すとされる立脚期の膝関節内側コンパートメントへの荷重が増加すると軟骨破壊を導くだけでなく、骨髄内圧の増大、関節包や靭帯の伸長、局所的な虚血、滑膜炎などを引き起こし、疼痛を引き起こす原因となる<sup>2-37), 2-38)</sup>。疼痛は歩行能力を低下させ、日常生活活動の能力障害につながる<sup>2-39)</sup>。このような例に対する理学療法は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値を減少させることが目的となる。それによって疼痛軽減につながり、歩行能力を向上することによって日常生活活動の能力障害の改善が得られると推測する。

もう一つの可能性は、疼痛によって歩行速度が減少することにより立脚時間が増えることで、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値が増加することである。第 1 節の研究より歩行速度の低下は、立脚期・単脚支持期での外部膝関節内反モーメントの積分値の増加につながることを示された。このような例に対する理学療法は、薬物療法などの疼痛軽減を目的とした他の治療と並行して、積極的に疼痛軽減を目的とした理学療法介入が重要となる。疼痛が軽減することで歩行速度が速くなり立脚時間が短縮することによって、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の減少が得られると推測する。

本研究では、立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値は、疼痛や日常生活活動の能力障害を反映することが示された。よって、本章で立てた外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝 OA 群の主観的疼痛と日常生活活動の能力障害と関係が認められるという仮説は支持された。

### 第3節. まとめ

#### 第1節のまとめ

本研究により以下のことが明らかとなった。

- 1) 重度膝 OA 群の立脚初期に生じる外部膝関節内反モーメントの第1ピークの値，立脚後期に生じる外部膝関節内反モーメントの第2ピークの値は，対照群，軽度膝 OA 群よりも有意に大きかった。対照群と軽度膝 OA 群では有意な差は認められなかった。
- 2) 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の立脚中期の外部膝関節内反モーメントの値，および立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は，対照群よりも有意に大きかった。
- 3) 重度膝 OA 群の立脚中期の外部膝関節内反モーメントの値，および立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は，軽度膝 OA 群よりも有意に大きかった。
- 4) 立脚中期の外部膝関節内反モーメントの値に影響を与える要因は，群と歩行速度であった。立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因は，群と歩行速度および立脚時間であった。初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因は，群と立脚時間であった。

#### 第2節のまとめ

本研究により以下のことが明らかとなった。

- 1) 立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と，JKOM 総合得点・「膝の痛みとこわばり」の項目得点・「日常生活の状態」の項目得点と有意な正の相関が認められた。

## 第3章. 歩行時の外部膝関節内反モーメントと下肢筋機能

### 第1節. 下肢筋力と歩行時の外部膝関節内反モーメントとの関係

#### 3-1-1. はじめに

膝 OA に対して膝関節伸展筋力強化運動, 股関節周囲筋力強化運動が行われ, それらのなかでも膝関節伸展筋力は, 臨床で最も重視されてきた<sup>3-1), 3-2)</sup>。その理論的根拠として, 1) 大腿四頭筋は地面からの反力のショックアブソーバーであり, その弱化は膝関節への衝撃の増大を引き起こす<sup>3-3)</sup>, 2) 動物実験において, 大腿四頭筋の収縮により生じる関節圧縮力は関節軟骨の強さ・サイズ・弾力性を増加させ, 軟骨変性を予防する<sup>3-4), 3-5)</sup>, 3) 疼痛や関節水症の改善が得られる<sup>3-6), 3-7)</sup>, 4) 関節周囲組織への血流の増加や関節液の新陳代謝が高まる<sup>3-8)</sup>, 5) 関節包・腱・靭帯の強度が増加する<sup>3-9)</sup>があげられる。

股関節周囲筋力と膝 OA の関係についての報告は少ない。Chang ら<sup>3-10)</sup>は, 縦断的研究によって, 歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値が大きいことは, 18 ヶ月後の X 線写真画像での OA 進行の予防につながることを報告した。Chang らの報告<sup>3-10)</sup>は, 膝 OA に対する股関節周囲筋群の重要性を科学的根拠として示した最初の研究であり, 膝関節内側コンパートメントと外側コンパートメントの荷重量の調整に重要な役割をなしていると再認識されるようになった<sup>3-11)</sup>。

臨床で行われている膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力強化が, 歩行時の膝関節内側コンパートメントへの荷重量増加の改善をはかるうえで有効であるか否かに関する研究は, これまでのところなされていない。第3章第1節の研究は, 以下の2つを目的として行ったものである。すなわち, 1) 膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力を, 対照群と膝 OA 群で比較すること, 2) 歩行時の立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力の筋力との関係を明らかにすることであった。第1節では, 膝 OA 群, 対照群ともに, 膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力が大きい者は, 歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値が小さくなるとする仮説を立てた。

#### 3-1-2. 方法

##### 3-1-2-1. 被験者

被験者は, 第4章第1節の研究と同一の被験者で, 軽度膝 OA 群 20 名 (20 肢), 重度膝 OA 群 18 名 (18 肢), 対照群 10 名 (20 肢)であった。なお, 対照群は, 左右両脚を計測肢とした。片側膝 OA では罹患肢を, 両側膝 OA ではより疼痛が強く, かつ X 線写真画像においても Kellgren-Lawrence 分類<sup>3-12)</sup>で, より重症度の高い肢を計測肢とした。

### 3-1-2-2. 歩行時外部膝関節内反モーメント積分値の算出

測定条件，測定方法，解析方法は第2章第1節の研究と同一の方法を採用した。

### 3-1-2-3. 膝関節伸展，股関節伸展・外転・内転筋力の測定

各筋力の測定は，等尺性最大筋力を徒手筋力計  $\mu$ Tas F-1 (アニマ社，東京)を用いて行った。膝関節伸展筋力は，被検者はベッド上で端坐位となり両上肢は胸の前で組み，下腿を下垂した肢位で測定を行った (図 3-1-1)。センサーアタッチメントは，下腿遠位前面に当て，膝関節伸展最大筋力測定時に膝関節屈曲 70 度となるように固定用バンドの長さを調節して，後方のベッドの支柱に締結した。測定は検者がセンサーアタッチメントの前面を軽く支え，被検者にゆっくりとできるだけ強く膝を伸ばし，10 秒間保持するよう指示した。測定中，体幹は鉛直位とし，被検者の大腿がベッドから浮いた場合，または体幹が伸展し鉛直位の状態が保たれなかった場合，その測定値は採用しなかった。股関節伸展筋力は，被検者は腹臥位の状態で測定を行った (図 3-1-2)。被検肢は，股関節内外転中間位から膝関節伸展位で股関節伸展をゆっくりとできるだけ強く行い 10 秒間保持するよう指示した。検者はセンサーアタッチメントを徒手で把持固定し大腿遠位後面に当て，股関節伸展 10 度以上起こらないよう抵抗を加えた。測定中，骨盤の過度な運動，大腿部の過度な挙上，検者が被検者の発揮する股関節伸展筋力以上の抵抗を加え股関節屈曲運動を起こしたと判断した場合，その測定値は採用しなかった。股関節外転筋力は，被検者は仰臥位の状態で測定を行った (図 3-1-3)。検者は被検肢を股関節外転 10 から 15 度，内外旋中間位とし，センサーアタッチメントは大腿部遠位外側部に当てた。さらにセンサーアタッチメントと被検肢の肢位を保持するために固定用バンドを用いて，検者の大腿部で固定した。検者は骨盤を固定し，被検者には膝関節伸展位でゆっくりとできるだけ強く股関節を外転させ 10 秒間保持するよう指示した。股関節内転筋力は，被検者は仰臥位の状態で測定を行った (図 3-1-4)。検者は被検肢を股関節内外転中間位で内外旋中間位とし，センサーアタッチメントを大腿部遠位内側部に当てた。さらにセンサーアタッチメントと被検肢の肢位を保持するために固定用バンドを用いて，検者の大腿部で固定した。被検者は仰臥位の状態で，非被検肢を外転位とし，検者は骨盤を固定し，被験者には膝関節伸展位でゆっくりとできるだけ強く股関節内転させ，10 秒間保持するよう指示した。股関節内外転筋力測定中，骨盤が過度に動いた場合，その測定値は採用しなかった。

測定は十分な練習を行った後に行った。測定値は，回転中心とセンサーアタッチメント中央部までの距離をアーム長と，センサから得られる力の積であるモーメントを算出し，体重で正規化した。膝関節伸展運動の回転中心は膝関節裂隙，股関節内外転と伸展運動の回転中心は大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から 1/3 の点とした。

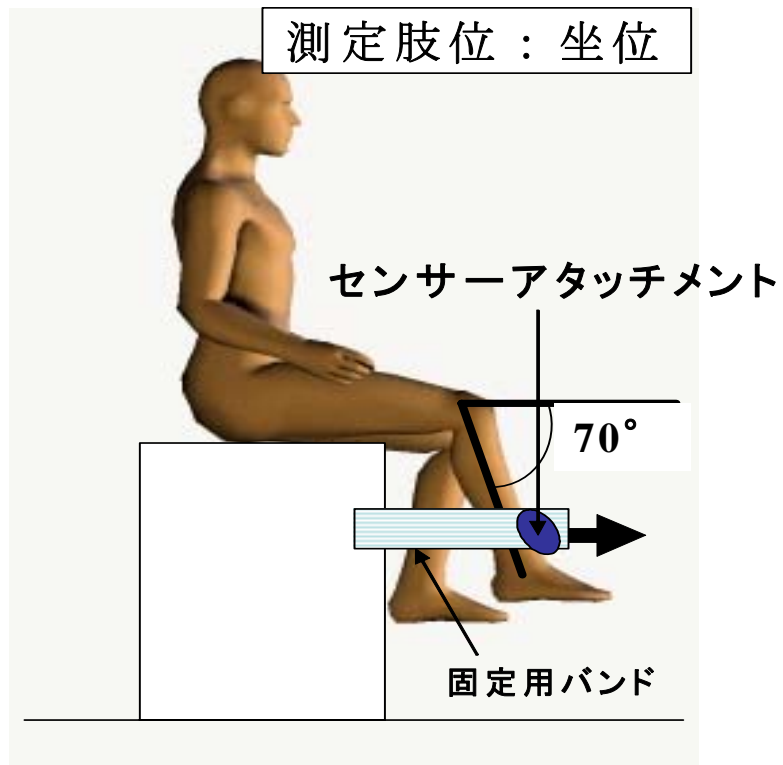


図 3-1-1 膝関節伸展筋力の測定

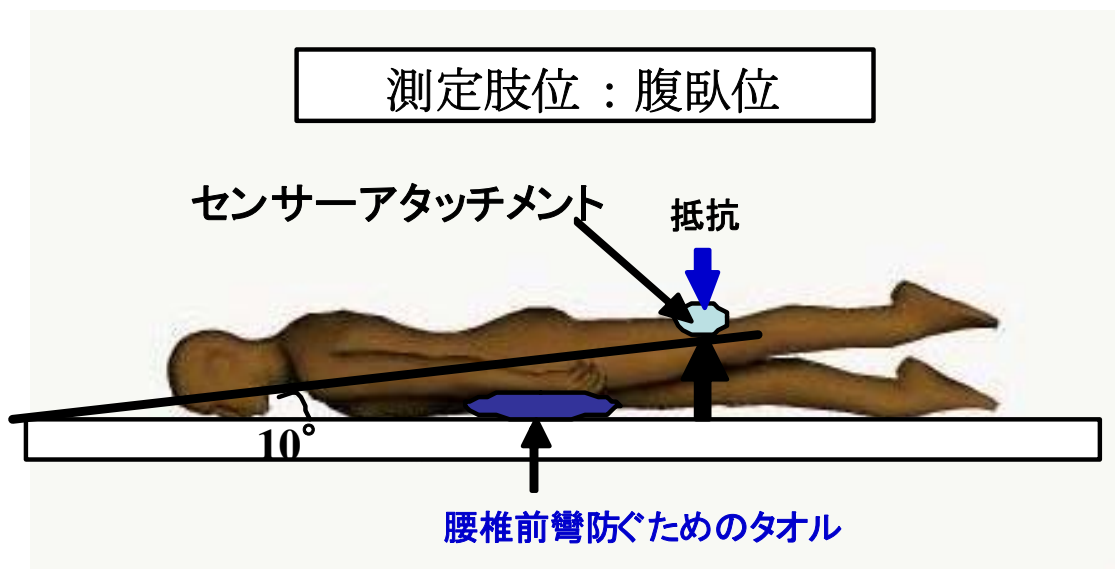


図 3-1-2 股関節伸展筋力の測定

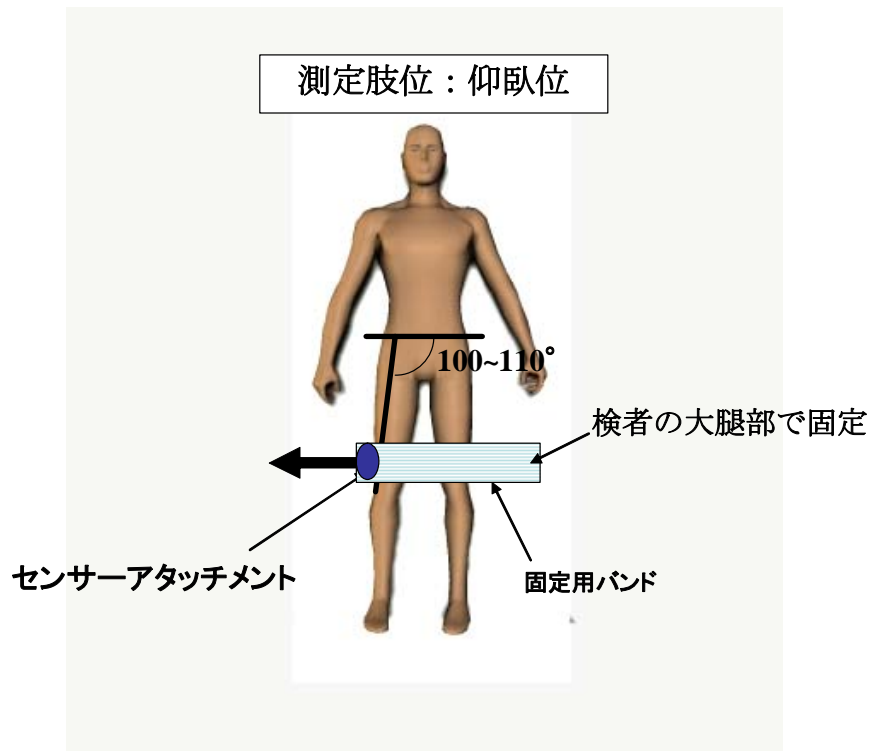


図 3-1-3 股関節外転筋力の測定

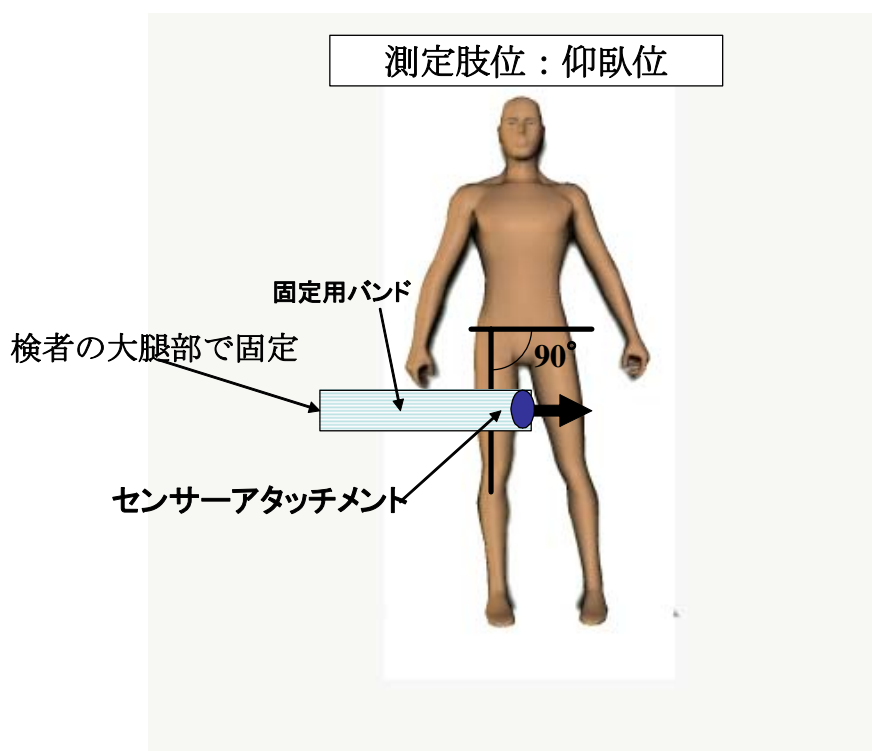


図 3-1-4 股関節内転筋力の測定



### 3-1-3. 統計学的解析

数値は実数または平均 ± 標準誤差で表した。筋力は年齢に伴い低下することが報告されている<sup>3-13)</sup>。よって、対照群、軽度膝 OA 群、重度膝 OA 群の筋力の比較には年齢を共変量とし、共分散分析を行ったのち Tukey の多重比較法を用いた。膝 OA 群と対照群を一群とし、歩行の立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力との関係は、Pearson の積率相関係数を求めることで調べた。有意水準は 5%未満とした。解析には SPSS 15.0 J for Windows (エス・ピー・エス・エス社、日本) を使用した。

### 3-1-4. 結果

#### 3-1-4-1. 各群の下肢筋力の比較

各群の年齢を調整した筋力の値を表 3-1-1 に示す。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の膝関節伸展筋力は、対照群より有意に小さかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の股関節伸展筋力は、対照群よりも有意に小さかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の股関節外転筋力は、対照群よりも有意に小さかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の股関節内転筋力は、対照群よりも有意に小さかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。

表 3-1-1 各群の年齢を調整した下肢筋力

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
膝関節伸展筋力 (Nm/kg)	1.29 ± 0.06	0.94 ± 0.06 <sup>a</sup>	0.77 ± 0.07 <sup>b</sup>
股関節伸展筋力 (Nm/kg)	1.48 ± 0.06	0.98 ± 0.05 <sup>a</sup>	0.92 ± 0.06 <sup>b</sup>
股関節外転筋力 (Nm/kg)	1.23 ± 0.06	0.94 ± 0.05 <sup>a</sup>	0.94 ± 0.06 <sup>b</sup>
膝関節内転筋力 (Nm/kg)	0.97 ± 0.05	0.72 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.64 ± 0.05 <sup>b</sup>

値: 平均 ± 標準誤差

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 対照群

#### 3-1-4-2. 下肢筋力と歩行各相での外部膝関節内反モーメントの積分値の相関

下肢筋力と歩行各相での外部膝関節内反モーメントの積分値の相関を表 3-1-2 に示す。立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力と有意な負の相関が認められた。初期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力と有意な負の相関が認められた。単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は、膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力と有意な負の相関が認められた。

表 3-1-2 下肢筋力と歩行各相での外部膝関節内反モーメントの積分値の相関

	外部膝関節内反モーメントの積分値		
	立脚期	初期両脚支持期	単脚支持期
膝関節伸展筋力	-0.5 #	-0.52 #	-0.47 #
股関節伸展筋力	-0.68 #	-0.67 #	-0.64 #
股関節外転筋力	-0.43 #	-0.47 #	-0.38 #
股関節内転筋力	-0.61 #	-0.56 #	-0.58 #

#: p<0.01

### 3-1-5. 考察

本研究は、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の膝関節伸展筋力は、対照群に比較して低かった。これは他の研究と同様な結果であった<sup>3-14), 3-15-3-21)</sup>。また、膝関節伸展筋力と立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値との間に負の相関が認められた。歩行の初期接地から荷重応答期にかけて、膝関節が軽度屈曲することで地面からの衝撃吸収を行う。膝関節伸展筋群は、その時期に膝関節の屈曲を制御するために重要な役割をなしている<sup>3-22)</sup>。膝関節伸展筋力が弱い者は、歩行の初期接地から荷重応答期にかけて膝関節屈曲を制御することが困難になる。そこで、膝折れを防ぐために膝関節を伸展させた状態で歩行の初期接地から荷重応答期をむかえる<sup>3-23)</sup>。そのことは膝関節の衝撃荷重が増すことにより、膝関節の軟骨破壊を助長する可能性が報告されている<sup>3-24-3-28)</sup>。膝関節伸展筋である大腿四頭筋の走行を考えると、直接的には歩行時の外部膝関節内反モーメントに影響を与える可能性は低いと考えられる。上記の結果が得られた理由として、一つは大腿四頭筋の筋力低下により立脚期に大腿骨と脛骨の連結が不十分となり、膝関節内反運動が起こった可能性がある<sup>3-23)</sup>。次に、単変量解析の場合、二つの因子間での影響力が示されるため、本来ならば歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の影響因子でなく背景因子である可能性がある。しかし膝 OA で大腿四頭筋の萎縮と膝関節伸展筋力が低下していることは事実であり、機能改善は必要であると考え。やみくもに筋力強化を行うと膝関節軟骨破壊を進行させることが報告されており<sup>3-29)</sup>、今後どのような方法が合理的か検討する必要がある。

本研究から、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の股関節伸展・外転・内転筋力は、対照群と比較して有意に低いという結果が得られた。過去に膝 OA と股関節周囲筋に関する報告は少ない。稲員ら<sup>3-30)</sup>は、膝 OA 患者 10 名に対し、股関節周囲筋の筋力を左右肢で比較した。その結果、疼痛が強い肢の股関節伸展・外転筋群には有意な低下が認められ、股関節内転筋力の左右差に有意な差は認められなかったと報告した。一方、Yamada ら<sup>3-31)</sup>は、膝 OA 群の内転筋力は健常人より構成される対照群に比較して高いことを報告した。その理由として、股関節内転筋は下肢内反変形に対抗して常に高い緊張を強いられていることをあげて

いる。股関節伸展・外転筋力に関しては、過去の研究結果<sup>3-30)</sup>と一致しており、膝 OA では、膝関節伸展筋力だけではなく、股関節伸展・外転筋力も低下していることが示された。

しかし、本研究で重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の股関節内転筋力が対照群より有意に低かったことは、Yamada ら<sup>3-31)</sup>の報告と異なる結果であった。その理由として、股関節内転筋力の測定方法の違いが挙げられる。Yamada ら<sup>3-31)</sup>は、下腿遠位部にセンサを位置させて股関節内転筋力を測定している。この方法では、股関節内転筋力のみを測定することは困難であり、特に膝 OA では内側ハムストリングを用いて膝の屈曲と内反を強める代償が生じやすい。また、Yamada ら<sup>3-31)</sup>は、その測定方法についての再現性や信頼性については言及していない。本研究で用いた方法は、大腿遠位部にセンサを位置させており、ハムストリングの影響が少なく、股関節内転筋力を測定できる。加藤ら<sup>3-32)</sup>は、本研究と同様な測定方法である固定用ベルトとハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性股関節内転筋力の再現性について級内相関係数 0.88 で再現性が高く、代償運動が少ないと報告した。固定用ベルトとハンドヘルドダイナモメーターを用いた股関節に関する筋力測定の再現性や信頼性についてはすでに報告されており<sup>3-33-3-35)</sup>、本研究で採用した筋力測定方法に問題はないと考えられる。

本研究では股関節伸展・外転・内転筋力と歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の間に有意な負の相関が認められた。このことは、股関節伸展・外転・内転筋力が低い者ほど、立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値が大きいことを示している。これらの筋力を発揮する筋は前額面の姿勢制御に重要な役割をなし、股関節を通じて骨盤と体幹を安定させると同時に、下肢関節の力学的挙動に影響を与える<sup>3-36)</sup>。股関節伸展に作用する大殿筋と中殿筋は、初期接地時に大腿骨に対する骨盤運動を制御する。これによって進行方向への加速度によって起こる体幹の屈曲が制御される<sup>3-37)</sup>。また、股関節外転に作用する大殿筋上部線維、中殿筋、小殿筋は、前額面における骨盤と体幹の平衡の維持に重要な役割をなしている<sup>3-37)</sup>。そしてそれらの筋は、大腿骨と脛骨の水平面の回旋運動の制御にも重要な役割をなしている<sup>3-38)</sup>。股関節内転筋群は、歩行時に抗重力筋として大腿骨の鉛直位保持に重要な役割をなしている<sup>3-37)</sup>。そして股関節外転筋群と同時収縮を行うことで、大腿骨頭を寛骨臼蓋に対し求心位となるよう大腿骨を位置させ、股関節の安定化に作用する<sup>3-39)</sup>。これらの筋に筋力低下があると、歩行時に股関節に対する骨盤と体幹の安定を得ることがむづかしくなる<sup>3-10), 3-37), 3-39)</sup>。立脚期では骨盤と体幹の質量中心は、支持基底面より遊脚肢側にあるため、それらは遊脚肢側へ傾斜する回転する力が働き、大腿骨も脛骨に対して鉛直位の保持が困難となると考えられる。そのため膝関節中心点から床反力作用線に降ろした垂線が長くなることにつながり、立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値の増加を引き起こすことが反映したと推測される。

本研究の結果から、膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力が大きい者は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値が小さくなるとする仮説は支持された。立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値を減少させるためには、

膝関節伸展筋力，股関節伸展・外転・内転筋力を増加させることが重要であることが示唆された。

## 第 2 節. 歩行時の外部膝関節内反モーメントと内部股関節外転モーメントとの関係

### 3-2-1. はじめに

膝関節には、膝関節内反と外反運動を制御する大きな筋は存在しない。大殿筋、中殿筋、小殿筋は股関節における骨盤と体幹の安定性に大きく寄与する筋であり<sup>3-40)</sup>、これらの筋群による骨盤運動の制御は、膝関節の内反と外反の制御にも影響を与えている可能性が報告されている<sup>3-10), 3-41)</sup>。

本節の研究では、歩行時に股関節周囲筋群による骨盤と体幹の安定が得られないことが、歩行時の外部膝関節内反モーメントの増加につながると考えられ、以下にそのメカニズムを述べる。

歩行においては、立脚初期に股関節外転筋群による股関節周りのモーメントが発揮されることで、COG が足により形成される支持基底面に最も近づく。また歩行は、立脚初期に足部、下腿、大腿、骨盤、体幹が適切な位置に配置され回転モーメントが少ない力学的平衡状態が得られた状態で、単脚支持期に移行する。その結果、単脚支持期は力学的平衡を最大限活用した重力対応が可能となる<sup>3-10), 3-40), 3-41)</sup>。しかし、立脚初期に股関節外転筋群による股関節まわりのモーメントが小さいと、支持基底面に COG を十分に近づけることがむづしくなると推測する。COG は足圧中心より遊脚側に位置するため遊脚肢側への回転モーメントが大きくなり、足部、下腿、大腿、骨盤、体幹が適切な位置に配置することもむづかしくなる。そのため単脚支持期では力学的平衡を得ることができず、床反力作用線は膝関節のさらに内側を通る。その結果として外部膝関節内反モーメントのモーメントアームが長くなり<sup>3-42)</sup>、外部膝関節内反モーメントが増大すると考える (図 3-2-1)。つまり内部股関節外転モーメントは、歩行時の骨盤制御や身体の側方安定に寄与し、外部膝関節内反モーメントを制御する要因として重要であると推察される。

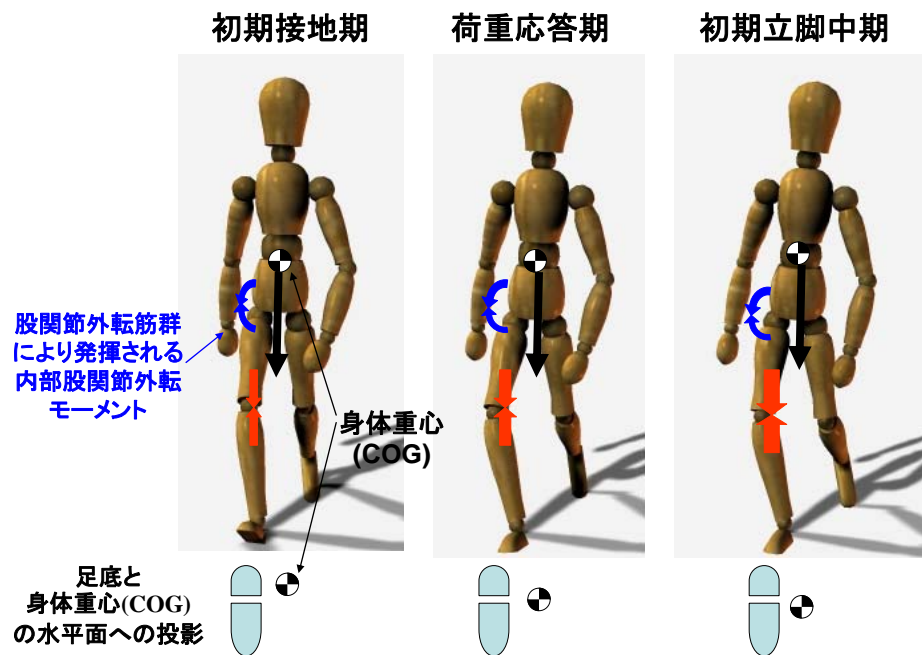
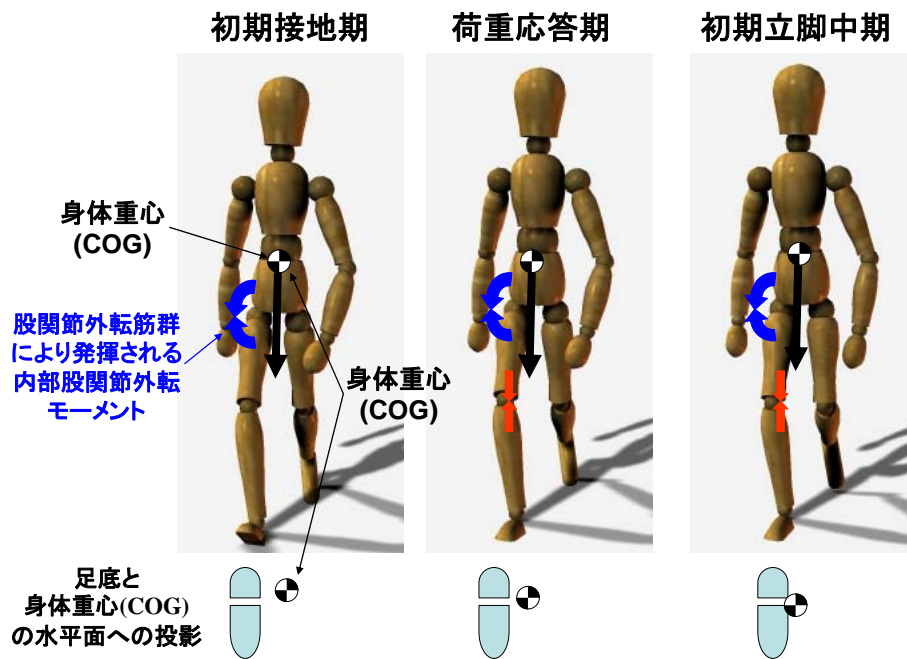


図 3-2-1 内部股関節外転モーメントと外部膝関節内反モーメントとの関係

上段: 立脚期初期に股関節外転筋群による股関節周りのモーメントが発揮されることで、COGと支持基底面が近づき力学的平衡が得られ、単脚支持期に移行する。

下段: 立脚初期に股関節外転筋群による股関節周りのモーメント発揮が不足すると、COGが支持基底面に近づくことができず遊脚肢側への回転モーメントが大きくなる。その結果として、外部膝関節内反モーメントが大きくなる。

歩行時の股関節外転筋群が生じさせる股関節周りのモーメントは、内部股関節外転モーメントとして定量的に表すことが可能である<sup>3-10)</sup>。ここでいう内部股関節外転モーメントとは、股関節中心点を軸とし大腿座標系  $uv$  平面で起こり、股関節まわりの複数の筋（大殿筋，中殿筋，小殿筋，大腿筋膜張筋）が発揮した筋張力や、腱・靭帯・筋膜などの結合組織の張力が合計された関節周りのモーメントである。股関節外転筋である中殿筋のみで発揮された筋張力のみでない（図 3-2-2）。

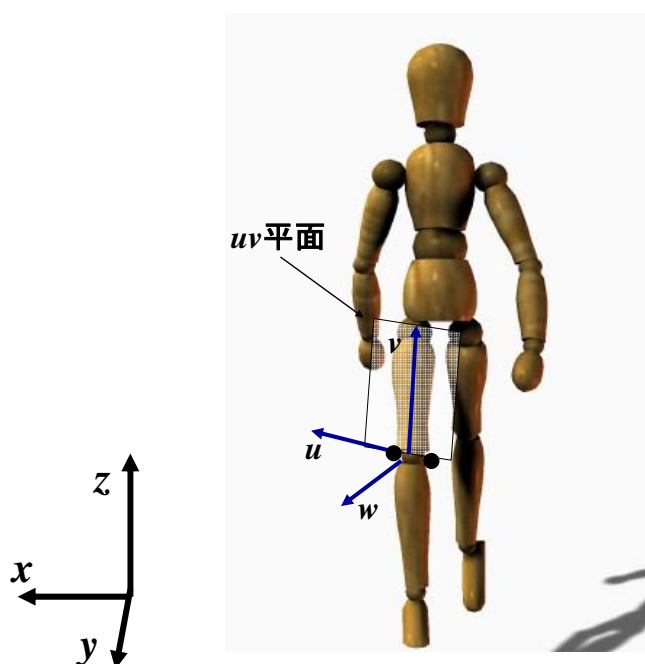


図 3-2-2 内部股関節外転モーメント

この研究で用いた内部股関節外転モーメントとは、股関節の関節中心点（右の股関節マーカーを結んだ直線に沿って、線長の両端から 18%ずつ内挿した点）を軸として大腿座標系の  $uv$  平面で筋が発揮した力のモーメントである。大腿座標系は、原点は膝関節中心点とし、そこから股関節中心点を結ぶベクトルを  $v$  軸，原点を通り内側膝関節裂隙と外側膝関節裂隙マーカーを結ぶベクトルと  $v$  軸に直交するベクトルを  $w$  軸，原点を通り  $w$  軸と  $v$  軸に直交するベクトルを  $u$  軸と定義した。

本研究では、内部股関節外転モーメントの値を時間積分した値を指標とした。立脚期の各相での内部股関節外転モーメントの積分値は、立脚期の時間相のなかで、どの程度の内部股関節外転モーメントが発揮されているかを知るのに有用である。それによって単一時間ではなく、立脚期のある一定の時間帯で発揮される内部股関節外転モーメントを定量化できる。

第 3 章第 2 節の研究は、2 つを目的として行ったものである。すなわち、1) 歩行の立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値を膝 OA 群と対照群で比較すること、2) 立脚期のどの時間相の内部股関節外転モーメントの積分値の減少が、立脚期、初期両脚支持

期，単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値の増大に影響するのかを明らかにすることであった。第2節では以下の2つの仮説を立てた。すなわち，1) 膝 OA 群は対照群と比較して，歩行の立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値が小さい。2) 歩行の立脚期，初期両脚支持期，単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値増加は，立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値が小さくなることが関係しているである。

## 3-2-2. 方法

### 3-2-2-1. 被験者

被験者は，第2章第1節の研究と同一の被験者である軽度膝 OA 群 20 名 (20 肢)，重度膝 OA 18 名 (18 肢)，対照群女性 10 名 (20 肢)であった。なお，対照群は，左右両脚を計測肢とした。片側膝 OA では罹患肢を，両側膝 OA ではより疼痛が強く，かつ X 線写真画像においても Kellgren-Lawrence 分類<sup>3-12)</sup>でより重症度の高い肢を計測肢とした。

### 3-2-2-2. 歩行時下肢関節モーメントの算出

#### 測定条件，測定方法，解析方法

測定条件，測定方法，解析方法は第2章第1節の研究と同一の方法を採用した。

本節は，股関節外転と内転の関節モーメントを内部関節モーメントで表した。その理由としては，股関節には膝関節とは異なり，股関節外転モーメントを発揮させる強力な筋群が存在し，その筋群が発揮する股関節外転モーメントを表すことが適切であると判断したためである。

#### データ解析

内部股関節外転モーメントは，立脚期を 100%として時間正規化を行い，5 歩行周期を加算平均した。内部股関節外転モーメントは，立脚初期の最も大きい値（ピーク値）とピーク値の発生する時間（立脚時間: %Stance Time, 以下, %ST)を求めた。また，立脚期を 100%とし，10%ごと（0~10%ST, 10~20%ST, 20~30%ST, 30~40%ST, 40~50%ST, 50~60%ST, 60~70%ST, 70~80%ST, 80~90%ST, 90~100%ST）に分け，その相での内部股関節外転モーメントの積分値(Nm・%ST)を算出した。なお，5 立脚期の内部股関節外転モーメントの積分値を加算平均し，体重で正規化したものを代表値とした(Nm・%ST/kg)。対照群の計測肢は左右両脚とした。片側膝 OA では罹患肢を，両側膝 OA ではより疼痛が強く，かつ X 線写真画像においても Kellgren-Lawrence 分類で，より重症度の高い肢を計測肢とした。

### 3-2-3. 統計学的解析

数値は実数または平均 ± 標準偏差で表した。対照群，軽度膝 OA 群，重度膝 OA 群の内部股関節外転モーメントのピークの値と，その発生時間，立脚期各相の内部股関節外転モーメントの積分値の比較には一元配置分散分析を用いたのち，Tukey の多重比較法を用いた。膝 OA 群と対照群を一群とし，立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に対し，立脚期各相の内部股関節外転モーメントの積分値が与える影響



を分析するために、Stepwise 重回帰分析を行った。従属変数を立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値，独立変数を立脚期各相の内部股関節外転モーメントの積分値とした。有意水準は5%未満とした。解析には SPSS 15.0 J for Windows (エス・ピー・エス・エス社，日本) を使用した。

### 3-2-4. 結果

#### 3-2-4-1. 各群の歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値，ピーク値の発生時間

各群の歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値とその発生時間を表 3-2-1 に示す。歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値は，3 群間で有意な差は認められなかった。

重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の内部股関節外転モーメントピーク値発生時間は，対照群よりも有意に遅かったが，軽度膝 OA 群と重度膝 OA 群の間には有意な差は認められなかった。

表 3-2-1 各群の歩行時の内部股関節外転モーメントのピーク値とその発生時間

	対照群	軽度膝 OA 群	重度膝 OA 群
内部股関節外転モーメント			
ピーク値 [Nm/kg]	1.14 ± 0.17	1.06 ± 0.2	1.1 ± 0.21
内部股関節外転モーメント			
ピーク値発生時間 [%ST]	25.15 ± 3.86	31.00 ± 9.11 <sup>a</sup>	30.72 ± 6.76 <sup>b</sup>

平均 ± 標準偏差

a: p<0.05, 軽度膝 OA 群 vs 対照群

b: p<0.05, 重度膝 OA 群 vs 対照群

#### 3-2-4-2. 立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値

軽度膝 OA 群，重度膝 OA 群，対照群の立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値を図 3-2-2 に示す。重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の 10~20%ST，20~30%ST の内部股関節外転モーメントの積分値は，対照群よりも低い傾向にあったが，有意な差は認められなかった。重度膝 OA 群の 40~50%ST，50~60%ST，60~70%ST の内部股関節外転モーメントの積分値は，軽度膝 OA 群，対照群よりも有意に大きかったが，軽度膝 OA 群と対照群の間には有意な差は認めなかった。

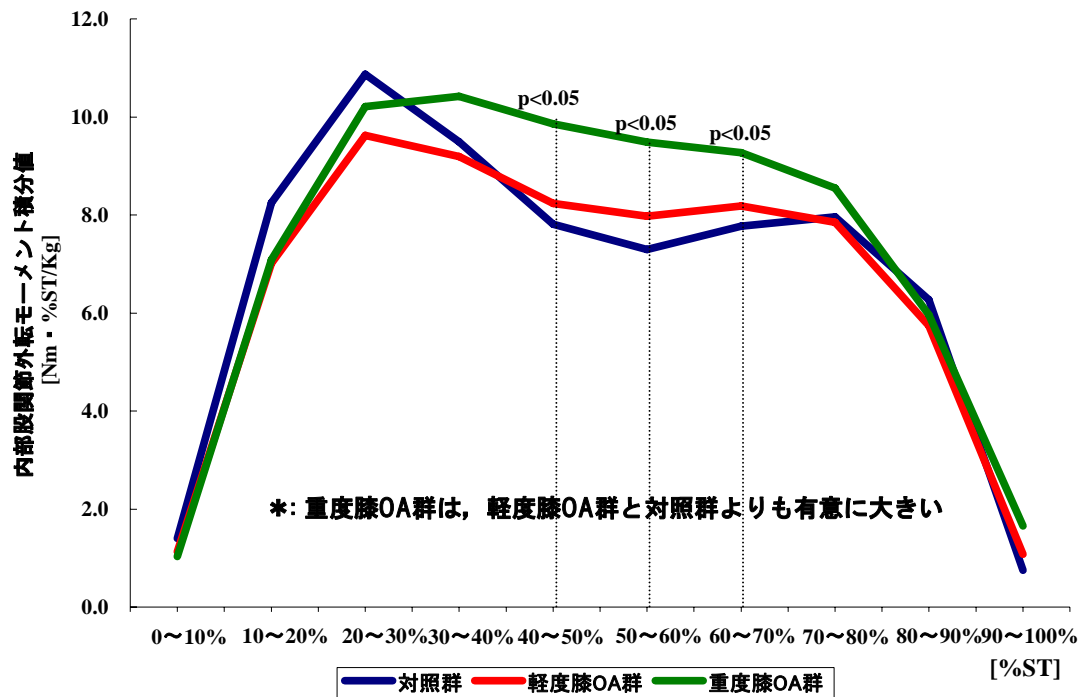


図 3-2-2 各群の立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値

### 3-2-4-3. 立脚期，立脚初期，単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える立脚期各相での内部股関節外転モーメントの積分値

Stepwise 重回帰分析を行うにあたり，事前に変数の正規性を Shapiro-Wilk 検定，分布の形状をヒストグラフにより確認した結果，著しく正規分布から逸脱した変数や，頻度の偏りのある変数は存在しなかった。したがってダミー変数化や変数変換は行わなかった。Stepwise 重回帰法による分析の結果を表 3-2-2～3-2-4 に示す。

立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因として，20～30%ST，30～40%ST での内部股関節外転モーメントの積分値が要因としてあげられ，ANOVA の結果は有意で， $R^2$  は 0.31 であった (表 3-2-2)。Durbin-Watson 比は 1.99 であり，実測値に対する予測値との差が  $\pm 3SD$  を越えるような外れ値も存在しなかった。

表 3-2-2 立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値

	偏回帰 係数	標準偏回帰 係数	有意確率 (p)	95%信頼区間	
				下限	上限
定数	0.185		0.009	0.048	0.322
<b>20~30%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	-0.041	-0.768	< 0.0001	-0.061	-0.021
<b>30~40%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	0.056	0.923	< 0.0001	0.034	0.079

R<sup>2</sup>=0.31, ANOVA: F=12.57, p<0.0001

初期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因として、20～30%ST、30～40%ST での内部股関節外転モーメントの積分値が要因としてあげられ、ANOVA の結果は有意で、R<sup>2</sup>は 0.29 であった (表 3-2-3)。Durbin-Watson 比は 2.19 であり、実測値に対する予測値との差が±3SD を越えるような外れ値も存在しなかった。

表 3-2-3 初期両脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値

	偏回帰 係数	標準偏回帰 係数	有意確率 (p)	95%信頼区間	
				下限	上限
定数	0.018		0.154	-0.007	.043
<b>20~30%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	-0.007	-0.736	< 0.0001	-0.010	-0.003
<b>30~40%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	0.01	0.883	< 0.0001	0.005	0.014

R<sup>2</sup>=0.29, ANOVA: F=11.08, p<0.0001

単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因として、20～30%ST、30～40%ST での内部股関節外転モーメントの積分値が要因としてあげられ、ANOVA の結果は有意で、R<sup>2</sup>は 0.29 であった (表 3-2-4)。Durbin-Watson 比は 1.86 であり、実測値に対する予測値との差が±3SD を越えるような外れ値も存在しなかった。

表 3-2-4 単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値

	偏回帰 係数	標準偏回帰 係数	有意確率 (p)	95%信頼区間	
				下限	上限
定数	0.146		0.007	0.043	0.250
<b>20~30%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	-0.028	-0.722	< 0.0001	-0.043	-0.014
<b>30~40%ST での内部股関節</b>					
外転モーメントの積分値	0.04	0.882	< 0.0001	0.023	0.057

R<sup>2</sup>=0.29, ANOVA: F=11, p<0.0001

### 3-2-4. 考察

股関節は、質量配分の高い骨盤と体幹を制御する。歩行時に骨盤、体幹、頭部の合成質量中心は、前額面では足部によって形成される支持基底面内に収まることはない<sup>3-41)</sup>。そのため、股関節では骨盤、体幹、頭部、遊脚肢の合成質量中心によって常に遊脚肢側に回転するモーメントが生じる<sup>3-41)</sup>。この回転モーメントに抗するため支持肢の大殿筋、中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋が内部モーメントを発揮することで、骨盤と体幹の安定が得られる<sup>3-10), 3-39)</sup>。姫野は剛体バネモデルを用いた研究<sup>3-39)</sup>により、歩行立脚期に骨盤と体幹を保持するために筋によって発揮されるモーメントの43%は大殿筋より、36%は中殿筋、約18%は小殿筋によって供給されると報告した。Perry<sup>3-43)</sup>によると、これらの筋の歩行時の筋活動電位は、立脚初期が高く、立脚中期後半から立脚終期にかけて極端に減少する。これらのことから立脚初期の内部股関節関節モーメントは、これらの筋が活動することで発生したものと考えられる。このモーメントによってCOGは、足部により形成される支持基底面に近づき、単脚支持という最も力学的不利な状況に対し、力学的平衡状態が得られた状態でむかえる事ができる。このことからモーメントアームは短くなり、外部膝関節内反モーメントは小さくなる<sup>3-10), 3-41)</sup>。本研究で得られた20~30%STでの内部股関節外転モーメントの積分値は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値に負の影響を与えるという結果は、このようなメカニズムを反映していると考えられる。

膝 OA の内部股関節外転モーメントに関する報告は少ない。本研究の結果は、立脚期に発揮される内部股関節外転モーメントの最大ピークの値は、重度膝 OA 群、軽度膝 OA 群、対照群の3群で有意な差は認められなかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群のピーク発生時間は対照群よりも遅かった。Astephen ら<sup>3-44)</sup>は、疼痛を有する中等度膝 OA 群は、X線画像で膝 OA 変化が認められても疼痛がない膝 OA 群と比較して、歩行立脚初期の内部股関節外転モーメントのピーク値(論文では外部股関節内転モーメントと記載)は小さかったと報告した。本研究結果は、その報告とは異なる。福井<sup>3-45)</sup>は、トレンドレンプルグ徴候陽性肢位では内部股関節外転モーメントは大きくなり、それは股関節外転筋群が発揮したものではなく、大腿筋膜張筋-腸脛靭帯の過剰緊張のため起こっている現象であると報告した。著者

らの先行研究<sup>3-46)</sup>においても、膝 OA 群の立脚初期の股関節外転筋群の筋活動は、対照群と比較して低いことを認められた。これらのことから重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の内部股関節外転モーメントのピーク値は、股関節外転筋群によって発揮されたものというよりは腸脛靭帯や外側大腿筋膜などの受動的緊張が高まったことから生じたものであると推測される<sup>3-45)</sup>。

Chang ら<sup>3-10)</sup>は、オッズ比から内部股関節外転モーメントのピークの値が大きい者ほど、膝 OA の重度化へ移行する確率を減少できるとし、内部股関節外転モーメントの大きさは膝 OA の進行に予防的に働くとして報告した。しかし、彼ら<sup>3-10)</sup>は、内部股関節外転モーメントが発揮される時期には言及していない。本研究の結果では、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の内部股関節外転モーメントのピーク発生時間は、対照群より有意に遅かった。また、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の 0~30%ST での内部股関節外転モーメントの積分値は、対照群と比較して小さくなる傾向はあったが有意な差は認められなかった。そこで、Stepwise 重回帰分析を行った結果、20~30%ST の内部股関節外転モーメントの積分値は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値に負の影響を与えることが示された。このことは、立脚初期の 20~30%ST に内部股関節外転モーメントを十分に発揮することは、外部膝関節内反モーメントの積分値の減少につながることを示唆している。立脚初期は力学的平衡を得るための最も重大な局面であり、その時期に内部股関節外転モーメントが十分に発揮されなければ骨盤と体幹の安定性は得られず、COG に作用する遊脚肢側への回転モーメントも大きくなり力学的平衡が得られない<sup>3-10), 3-40), 3-41), 3-47)</sup>。その状態で単脚支持という最も力学的不利な状態をむかえると、COG を支持基底面に近づけるために骨盤や体幹を支持脚側に傾けるなどの新たな対応を行う必要がある。Mundermann ら<sup>3-48)</sup>、著者ら<sup>3-36), 3-49)</sup>は、膝 OA では立脚初期から単脚支持に骨盤や体幹を支持脚側に傾けることを報告した。軽度膝 OA 群の 30~60%ST での内部股関節外転モーメントの積分値は、対照群と有意な差がなかったことは、立脚初期から単脚支持の期間に骨盤や体幹を支持脚側に傾ける対応をしたため得られた結果であると思われる。

重度膝 OA 群の 40~70%ST での内部股関節外転モーメントの積分値は、軽度膝 OA 群と対照群よりも大きくなっていった。また、30~40%ST での内部股関節外転モーメントの積分値は、立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期での外部膝関節内反モーメントの積分値に正の影響を与えることが示された。重度膝 OA 群は単脚支持期に、骨盤や体幹を支持脚側に傾けるなどの対応も困難となり、単脚支持の保持が難しくなっていると考えられる。そのため単脚支持期には、骨盤と体幹はさらに遊脚肢側に傾き、内部股関節外転モーメントのモーメントアームが長くなる<sup>3-42)</sup>。このことによって、重度膝 OA 群の 40~70%ST の内部股関節外転モーメントの積分値は軽度膝 OA 群と対照群より有意に大きくなったと推測されるが、この内部股関節外転モーメントの積分値の増大は筋により発揮される内部モーメントよりも、外側大腿筋膜や腸脛靭帯の受動的緊張が高まったことから生じたものであると推測する<sup>3-42), 3-45)</sup>。

本研究の限界について述べる。内部股関節外転モーメントを生む要因として股関節外転筋群である大殿筋，中殿筋，小殿筋，大腿筋膜張筋が主となるが，外側広筋や大腿二頭筋短頭も外側大腿筋膜に張力を与え，その発生に寄与する<sup>3-37), 3-39)</sup>。本研究では，立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値の減少に関与する筋を特定することはできない。これを明確にするには，筋電計を用いて歩行時の個々の筋活動に関する研究を行う必要があるため今後の課題である。

本研究の結果は，歩行速度の影響を受けている可能性がある。実際に軽度膝 OA 群と重度膝 OA 群の歩行速度は，対照群に比較して遅かった。これまでの報告によると，歩行速度の低下は矢状面の関節モーメントを低下させるが，前額面の関節モーメントに影響はないとされてきた<sup>3-50)</sup>。しかしながら，過去の研究ではピーク値への影響を報告しているに過ぎず，本研究のように積分値では異なる結果が得られる可能性がある。よって，歩行速度の違いが立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値に与える影響に関する検討についても今後の課題である。

以上の限界を考慮した上でも，膝 OA 群の立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値は，歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因であるという仮説は支持された。よって，外部膝関節内反モーメントの積分値を減少するためには，立脚初期，特に 20～30%ST の時期に十分な内部股関節外転モーメントを発揮させることが重要であることが示唆された。

### 第3節. まとめ

#### 第1節のまとめ

本研究により以下のことが明らかとなった。

- 1) 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の膝関節伸展筋力と股関節伸展・外転・内転筋力は、対照群よりも有意に低かった。
- 2) 膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力は、歩行時の立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値と負の相関が認められた。

#### 第2節のまとめ

本研究により以下のことが明らかとなった。

- 1) 内部股関節外転モーメントのピーク値は、軽度膝 OA 群、重度膝 OA 群、対照群で有意な差はなかった。
- 2) 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群のピーク発生時間は、対照群よりも有意に遅かった。
- 3) 重度膝OA群の40～70%STでの内部股関節外転モーメントの積分値は、軽度膝OA群と対照群よりも有意に大きかった。
- 4) 20～30%SDでの内部股関節外転モーメントの積分値は、立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値に負の影響を与える。

## 第4章 総括

### 第1節 本研究のまとめ

歩行時の膝関節内側コンパートメントへの荷重量を反映するとされる外部膝関節内反モーメントが、理学療法の治療標的および帰結の指標として妥当であるか検証することを目的に研究を行った。その結果、

- 1) 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の立脚中期の外部膝関節内反モーメントの値、および立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は、対照群よりも有意に大きかった。
- 2) 重度膝 OA 群の立脚中期の外部膝関節内反モーメントの値、および立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は、軽度膝 OA 群よりも有意に大きかった。
- 3) 群は立脚期の外部膝関節内反モーメントの積分値に影響を与える要因であった。
- 4) 立脚期・初期両脚支持期・単脚支持期各相での外部膝関節内反モーメントの積分値と、JKOM 総合得点・「膝の痛みとこわばり」の項目得点・「日常生活の状態」の項目得点と正の相関が認められた。

1), 2), 3), 4) より、歩行時の外部膝関節内反モーメントの立脚期、初期立脚期、単脚支持期の積分値は、理学療法の治療標的および帰結の指標として妥当である。

次に歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の減少を図るために、理学療法で改善できる下肢筋機能を明らかにすることを目的に研究を行った。その結果、

- 5) 重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群の膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力は、対照群よりも有意に低かった。
- 6) 膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値と負の相関が認められた。
- 7) 内部股関節外転モーメントのピーク値は、軽度膝 OA 群、重度膝 OA 群、対照群で有意な差はなかったが、重度膝 OA 群と軽度膝 OA 群のピーク値の発生時間は、対照群よりも有意に遅かった。
- 8) 20~30%ST での内部股関節外転モーメントの積分値は、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値に負の影響を与えることが示された。

5), 6), 7), 8) より、歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値を減少させるためには、膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力を強化すること、立脚初期である20~30%STの時期に十分な内部股関節外転モーメントを発揮させることが重要である。



## 第2節 本研究の意義

本研究の意義の一つ目は、第2章の研究より、立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値は対照群よりも大きく、病期によっても大きくなる。また、それは疼痛や日常生活活動の障害にも影響を与えることを明らかにしたことである。このことより、これらの外部膝関節内反モーメントの積分値は膝関節の力学的環境を反映し、理学療法の治療標的および治療帰結として妥当な指標であり、これらを減少することが重要であることが示された。

二つ目の意義は、第3章第1節の研究より、膝OAでは従来報告されてきた膝関節伸展筋力だけでなく、股関節伸展・外転・内転筋力にも対照群と比較して有意な低下が起こっていることを示したことである。

三つ目の意義は、第3章の研究より、立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値を減少させるためには、膝関節伸展筋力、股関節伸展・外転・内転筋力を強化することと、歩行立脚初期に内部股関節外転モーメントを十分に発揮させることが、立脚期、初期両脚支持期、単脚支持期の外部膝関節内反モーメントの積分値の減少につながることを示したことである。

本研究は、膝OAに対して膝関節内側コンパートメントの荷重量増加を改善するための理学療法介入法開発に必要な科学的根拠を与え、その発展に寄与するものとする。

## 第3節 本研究の限界

本研究の軽度膝OA群と重度膝OA群の歩行速度は、対照群よりも有意に遅かった。健康者は適切な運動エネルギーを生む歩行速度を維持することにより、身体重心の移動に必要な運動エネルギーと位置エネルギーの受け渡しが効率的に行われている<sup>41)</sup>。歩行速度が遅くなると、運動エネルギーの生成が不十分となり、身体重心の推進と適切な肢節・体節のアライメント保持が難しくなる。それにより運動エネルギーから位置エネルギーへの変換、さらに位置エネルギーから運動エネルギーの変換が障害される。そのため筋活動の増加によって補完されるため、エネルギー消費量が増え、非効率的な歩行となる。これらのことから、歩行速度は前額面の下肢関節の運動力学的側面に影響を及ぼす可能性がある。健康者や膝OA患者を被験者とし、歩行速度が外部膝関節内反モーメントおよび立脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値に及ぼす影響を解明することは課題である。

本研究の結果である膝OA群の歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値が大きくなる運動学的メカニズムは、本研究結果から特定はできない。歩行時の外部膝関節内反モーメントの積分値の増加は床反力が大きくなるか、何らかの理由によりモーメントアームが長くなることが主であると考えられる。モーメントアームが長くなることは、下肢関節の運動学的要因が影響しており、歩行時の下肢関節について運動学と運動力学の両側面より検討する必要がある。運動学的メカニズムの解明については今後の課題とする。

膝OAで大腿四頭筋の萎縮と膝関節伸展筋力が低下していることは事実であり、本研究で

も疼痛や日常生活活動の障害と関係が示唆された。よってその機能改善は必要であると考  
えるが、やみくもに筋力強化を行うと膝関節軟骨破壊を進行させることが報告されており、  
今後どのような方法によって、合理的に膝関節伸展筋機能を改善できるか検討することは  
今後の課題とする。

本研究では、歩行の立脚初期で内部股関節外転モーメントの積分値の減少を引き起こす  
特定の筋を断定できない。今後は、筋電図を用いた個々の筋の活動や、  
[18F]fluorodeoxyglucose を使用した Positron Emission Tomography<sup>4,2)</sup>を用いて糖代謝から、立  
脚初期の内部股関節外転モーメントの積分値の減少を引き起こす原因となる筋を特定する  
ことが課題である。また、本研究の結果からは新たな理学療法介入法を開発するための知  
見を得られたが、具体的な理学療法介入法開発にいたらなかったことは反省である。

#### 第4節. 今後の展望と臨床提言

膝関節の外部膝関節内反モーメントを測定するには、本研究で用いたような三次元動作  
解析が必要である。臨床では設備・経費・人員配置の問題等で簡単に設置出来るものでは  
ない。このため、軽費で簡単に測定可能な検査システムの開発が必要である。また、動作  
戦略と外部膝関節内反モーメントの関係を明らかにし、動作の観察により外部膝関節内反  
モーメントを予測するための観察フローチャートを作成することも検討する必要がある。

本研究の結果から、立脚初期に内部股関節外転モーメントを生じさせることや股関節周  
囲筋の重要性を示唆することなど新たな理学療法介入法を開発するための知見が得られた。  
今後は、それらに着目した具体的な理学療法介入法を開発し、その効果を歩行時の外部膝  
関節内反モーメントの積分値を帰結とし、介入前後比較デザイン研究や無作為比較試験に  
よって検証する。次に長期追跡研究により長期効果を検証するまでを行って、本研究で得  
られた知見が臨床的価値を持つと考える。これらを実証されれば、膝 OA に対する理学療法  
のエビデンス確立につながると思われる。

最後に臨床提言を述べる。本研究では膝 OA に対する理学療法では歩行時の外部膝関節内  
反モーメントを減少させる治療戦略の立案が重要となり、そのためには、膝関節伸展筋力  
と股関節伸展・外転・内転筋力の強化、立脚初期に股関節外転筋群による内部股関節外転  
モーメントの発揮を高めることが重要であることが示された。このことは、臨床で一般的  
に行われている膝関節伸展筋力強化エクササイズとともに、股関節周囲筋にも目を向けた  
エクササイズを積極的に取り入れる必要性を示唆している。立脚初期の内部股関節外転モ  
ーメントの発揮に関与する筋に対しては、筋機能の強さの要素を漠然と強化するだけでは  
なく、それに関与する筋の組み合わせである空間的要素と反応時間の時間要素の改善も視  
野に入れて理学療法を行う必要がある。あくまでも臨床的観点ではあるが、ゴムチューブ  
や重錘負荷での股関節外転運動では、立脚初期に必要な内部股関節外転モーメントの発揮  
改善にはつながらないと考えている。膝 OA では、立脚初期に必要な内部股関節外転モー  
メントを発揮させる筋の運動単位レベルでの神経筋制御の問題が存在すると思われる。筋の

みではなく、それを制御する神経系の機能に有効で効果的な理学療法士の治療手技、ホームエクササイズの方法、さらにエクササイズ機器や道具の開発は、医療機関だけでなく、どこでも有効なエクササイズの提供につながる。

## 謝辞

本研究を行うにあたり，研究の趣旨をご理解していただき，協力していただきました多くの患者様，および対照群として参加していただきましたボランティアの皆様にご心から感謝申し上げます。皆様のご協力なくしては本研究を行い，本論文を完成することができませんでした。

大学院において私の研究を辛抱強くご指導いただいた広島大学大学院保健学研究科 新小田幸一教授に謹んで感謝の意を表します。また本論文を作成するにあたり，適切にご指導とご校閲をいただいた川真田聖一教授，小野ミツ教授，浦邊幸夫教授，砂川融教授，出家正隆教授に感謝いたします。埼玉県立大学 金村尚彦先生には先生が同研究科在職中は公私ともにお世話になり感謝いたします。同研究科助教の阿南雅也先生，同研究科大学院生の皆様には研究を行うにあたり協力していただき感謝いたします。

データの収集にご協力いただきましたのぞみ整形外科クリニック 金田栄志先生および理学療法士の先生方，土肥整形外科病院 土肥大佑先生および重松邦彦先生，医療法人社団飛翔会 寛田司先生および門田正久先生，東広島整形外科クリニック 藤永智先生，呉整形外科クリニック 東谷年記先生，はたのリハビリ整形外科クリニック 畑野栄治先生に深く感謝しております。

広島国際大学 河村光俊先生，佐々木久登先生，山岡薫先生，田中幸子先生，小澤純也先生，坂ゆかり先生には暖かいご支援をいただきまして厚くお礼を申し上げます。動作解析研究グループの山崎貴博先生，岡西奈津子先生，広島国際大学理学療法学科1期生の皆様には感謝いたします。皆様のご協力なしには研究は行えませんでした。

私がバイオメカニクスに興味を持つ機会を与えていただくとともに，公私共にお世話になっております神奈川県立保健福祉大学 石井慎一郎先生，文京学院大学 福井勉先生，柿崎藤泰先生，九州看護福祉大学 加藤浩先生，大分大学 池内秀隆先生，広島大学大学院 岩本剛先生に感謝いたします。国際医療福祉大学 勝平純司先生にはお忙しい中，**vicon**の操作と**bodybulder**でのプログラム作成を丁寧にご指導いただき感謝いたします。統計解析についてご指導していただきました弘前大学 対馬栄輝先生に感謝いたします。

医療職としてどのような姿勢で臨むべきかを指導していただいた医療法人玄真堂 川寫整形外科病院理事長 川寫真人先生，院長 田村裕昭先生，福岡リハビリテーション専門学校 中山彰一先生，臨床研究の重要性と方法をご指導していただきました九州労災病院 井原秀俊先生には大変お世話になりました。先生方の背中を見て医療職とは，人間とはどのように生きるべきかを学ぶことができました。感謝しております。

最後に私の大学院進学や大学教員への転職を支えてくれた妻 明子，娘 湊にご心から感謝いたします。

## 学位論文の基礎となる原著

### 研究論文

(1) 木藤伸宏, 新小田幸一, 金村尚彦, 阿南雅也, 山崎貴博, 石井慎一郎, 加藤浩: 内側型変形性膝関節症の外部膝関節内反モーメントと疼痛, 身体機能との関係. 理学療法科学 23(5), 633-640, 2008.

## 参考文献

### 第1章

- 1-1) 松田晋哉: 「運動器の10年」世界運動-高齢者介護問題と運動器疾患. 理学療法 21(9): 1135-1139. 2004
- 1-2) 松田晋哉: 介護予防事業の評価と課題. ジェロントロジー 20(1): 359~363. 2008
- 1-3) 斉藤知行, 腰野富久, 竹内良平, 高橋晃, 林毅, 石川博之: 変形性膝関節症の臨床病理と滑膜病変. 整形外科 55(9): 1227-1232, 2004
- 1-4) 原田美昭: 変形性膝関節症の自然経過. 関節外科 2: 335-339. 1983
- 1-5) Roddy E, Zhang W, Doherty M, Arden NK, Barlow J, Birrell F, Carr A, Chakravarty K, Dickson J, Hay E, Hosie G, Hurley M, Jordan KM, McCarthy C, McMurdo M, Mockett S, O'Reilly S, Peat G, Pendleton A, Richards S: Evidence-based recommendations for the role of exercise in the management of osteoarthritis of the hip or knee - the MOVE consensus. Rheumatology 44(1): 67-73. 2005
- 1-6) 西岡久寿樹: リウマチ・アレルギー学. 日本医事新報 4323: 64-72. 2007
- 1-7) 吉村典子, 村木重之, 岡敬之, 阿久根徹, 馬淵昭彦, 川口浩, 中村耕三: 変形性関節症の基礎と臨床 変形性関節症の疫学研究 ROAD(Research on Osteoarthritis Against Disability)プロジェクト. 日本リウマチ学会総会・学術集会・国際リウマチシンポジウムプログラム・抄録集 52回・17回, pp168, 横浜, 神奈川, 4月 2008
- 1-8) 厚生労働省: 要介護者の状況, 7月6日 2005, 平成16年国民生活基礎調査の概況. オンライン. 厚生労働省ホームページ.  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa04/4-2.html>, (10 October. 2008)
- 1-9) 大森豪, 古賀良生: 変形性膝関節症の病期評価. MB Orthop 12(9): 152-157. 1999
- 1-10) Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteo-arthrosis. Ann Rheum Dis 16: 494-502. 1957
- 1-11) 南平昭豪, 橋本淳: 変形性関節症. 総合臨牀 57: 1336-1338. 2008
- 1-12) 大森豪: 変形性膝関節症の保存治療—新知見. 日本医事新報 4405: 85. 2008
- 1-13) 林泰史: 変形性膝関節症 手術療法・保存療法共に発展を. 日本医師会雑誌 135(3): 632-636. 2006
- 1-14) 黒澤尚: 変形性膝関節症に対するホームエクササイズによる保存療法. 日整会誌 79(10): 793-805. 2005
- 1-15) Fransen M, McConnell S: Exercise for osteoarthritis of the knee. Cochrane Database Syst Rev 8(4): CD004376. 2008
- 1-16) Jackson BD, Wluka AE, Teichtahl AJ, Morris ME, Cicuttini FM: Reviewing knee osteoarthritis--a biomechanical perspective. J Sci Med Sport 7(3): 347-357. 2004
- 1-17) Teichtahl A, Wluka A, Cicuttini FM: Abnormal biomechanics: a precursor or result of knee

- osteoarthritis? Br J Sports Med 37(4): 289-290. 2003
- 1-18) Maly MR: Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. Curr Opin Rheumatol. 20(5): 547-552. 2008
- 1-19) Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF: Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. J Bone Joint Surg (Am) 91: 95-101. 2009
- 1-20) 油谷安孝: メカニカルストレスと変形性関節症. THE BONE 14(3): 351-355. 2000
- 1-21) Schipplein OD, Andriacchi TP: Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res 9(1): 113-119. 1991
- 1-22) 南澤忠儀, 高野聖子, 浅井武: 三次元有限要素法における歩行中の下肢骨・関節応力解析. 山形理学療法学 2: 34-36. 2005
- 1-23) 加藤了路; 江角務; 蜂谷将史: 応力凍結法を用いた腓骨切除による膝関節症治療に関する研究. 日本実験力学学会研究発表講演会講演論文集 1: 47-48. 2001
- 1-24) 眞島任史, 安田和則: 内側型変形性膝関節症に対する保存療法としての足底板, 継手付き装具. Orthopaedics 16(13): 23-28. 2003
- 1-25) 齋藤知行, 竹内良平, 三橋成行, 吉田拓史, 腰野富久: 高位脛骨骨切り術(HTO)の立場から. Arthritis 1(1): 22-31. 2003
- 1-26) 村山岳, 高原康弘, 内田陽一郎, 内田圭治, 高田直樹, 檀浦生日: 高位脛骨骨切り術術後成績 軟骨新生に影響を与える因子の検討. 中国・四国整形外科学会雑誌 20(2): 227-231. 2008
- 1-27) 木藤伸宏, 阿南雅也, 城内若菜, 辛島良介, 石井慎一郎, 金村尚彦, 新小田幸一: 変形性膝関節症に対する姿勢・動作の臨床的視点と理学療法. PT ジャーナル 40(3): 193-203. 2006
- 1-28) 福井勉: 膝関節疾患の動作分析. 理学療法科学 18(3): 135-139. 2003
- 1-29) 石井慎一郎: 変形性膝関節症. 理学療法 23(1): 350-356. 2006
- 1-30) 渡辺博史, 古賀良生, 渡辺博史, 古賀良生, 大森豪, 遠藤和男, 田中正栄: 変形性膝関節症の自然経過と運動療法. Monthly Book Medical Rehabilitation 63: 1-7. 2006
- 1-31) Hunt MA, Birmingham TB, Jenkyn TR, Giffin JR, Jones IC: Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. Gait Posture 27(4): 635-640. 2008
- 1-32) Teixeira LF, Olney SJ: Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. Clin Biomech 11(3): 126-134. 1996
- 1-33) 木藤伸宏, 新小田幸一, 金村尚彦, 阿南雅也, 山崎貴博, 石井慎一郎, 加藤浩: 内側型変形性膝関節症の外部膝関節内反モーメントと疼痛, 身体機能との関係. 理学療法科学 23(5): 633-640. 2008
- 1-34) Fregly BJ, Rahman HA, Banks SA: Theoretical accuracy of model-based shape matching for

- measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy. *J Biomech Eng* 127(4): 692-699. 2005
- 1-35) Freeman MA, Pinskerova V: The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech* 38(2): 197-208. 2005
- 1-36) 江原義弘: 関節モーメントとは何か. 臨床歩行計測入門 (編集 江原義弘, 山本澄子), 医歯薬出版, 東京, pp139-158, 2008
- 1-37) 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* 39(12): 2213-2220. 2006
- 1-38) 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* 25(6): 789-797. 2007
- 1-39) 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* 20(1): 101-107. 2002
- 1-40) Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN: Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 34(7): 907-915. 2001
- 1-41) Al-Zahrani KS, Bakheit AM: A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil* 24(5): 275-280. 2002
- 1-42) Gök H, Ergin S, Yavuzer G: Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand.* 73(6): 647-652. 2002
- 1-43) 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* 10(7): 573-579. 2002
- 1-44) Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ: Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 26(3): 332-341. 2008
- 1-45) Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A: A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee* 11(3): 225-231. 2004
- 1-46) Messier SP, DeVita P, Cowan RE, Seay J, Young HC, Marsh AP: Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil* 86(4): 703-709. 2005
- 1-47) Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP: Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res* 14(2): 289-295. 1996
- 1-48) 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* 50(4): 1172-1178. 2004
- 1-49) Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, Giffin JR, Birmingham TB: Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism. *J Biomech* 41(2): 276-283. 2008
- 1-50) Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP: Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech* 41(1): 165-170. 2008
- 1-51) 倉林準, 持丸正明, 河内まき子: 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌* 27(1): 29-36. 2003
- 1-52) 石井慎一郎: 変形性膝関節症患者の下肢関節モーメント. 関節モーメントによる歩行分析(臨床歩行分析研究会 編), 医歯薬出版, 東京, pp145-152, 2004
- 1-53) Thorstensson CA, Andrsson ML, Jonsson H, Saxne T, Petersson IF: The natural course of knee osteoarthritis in middle-aged individuals with knee pain – A 12 year follow-up using clinical and radiographic criteria. *Ann Rheum Dis* 2008 Dec 3. [Epub ahead of print]
- 1-54) 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* 61(7): 617-622. 2002
- 1-55) Amin S, Luepingsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT: Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum* 51(3): 371-376. 2004
- 1-56) Maly MR, Costigan PA, Olney SJ: Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 23(6): 796-805. 2008
- 1-57) Maly MR, Costigan PA, Olney SJ: Role of knee kinematics and kinetics on performance and disability in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 21(10): 1051-1059. 2006
- 1-58) Sullivan T, Allegrante JP, Peterson MG, Kovar PA, MacKenzie CR: One-year followup of patients with osteoarthritis of the knee who participated in a program of supervised fitness walking and supportive patient education. *Arthritis Care Res* 11(4): 228-233. 1998
- 1-59) Røgind H, Bibow-Nielsen B, Jensen B, Møller HC, Frimodt-Møller H, Bliddal H: The effects of a physical training program on patients with osteoarthritis of the knees. *Arch Phys Med Rehabil* 79(11): 1421-1427. 1998
- 1-60) Samson DJ, Grant MD, Ratko TA, Bonnell CJ, Ziegler KM, Aronson N: Treatment of primary and secondary osteoarthritis of the knee. *Evid Rep Technol Assess* 157: 1-157. 2007
- 1-61) Sevick MA, Bradham DD, Muender M, Chen GJ, Enarson C, Dailey M, Ettinger WH Jr : Cost-effectiveness of aerobic and resistance exercise in seniors with knee osteoarthritis. *Med*

- Sci Sports Exerc 32(9): 1534-1540. 2000
- 1-62) P Mangani I, Cesari M, Kritchevsky SB, Maraldi C, Carter CS, Atkinson HH, Penninx BW, Marchionni N, Pahor M: Physical exercise and comorbidity. Results from the Fitness and Arthritis in Seniors Trial (FAST). *Aging Clin Exp Res* 18(5): 374-380. 2006
- 1-63) Ettinger WH Jr, Burns R, Messier SP, Applegate W, Rejeski WJ, Morgan T, Shumaker S, Berry MJ, O'Toole M, Monu J, Craven T: A randomized trial comparing aerobic exercise and resistance exercise with a health education program in older adults with knee osteoarthritis. The Fitness Arthritis and Seniors Trial (FAST). *JAMA* 277(1): 25-31. 1997
- 1-64) Rejeski WJ, Brawley LR, Ettinger W, Morgan T, Thompson C: Compliance to exercise therapy in older participants with knee osteoarthritis: implications for treating disability. *Med Sci Sports Exerc* 29(8): 977-985. 1997
- 1-65) Bennell KL, Hunt MA, Wrigley TV, Lim BW, Hinman RS: Muscle and exercise in the prevention and management of knee osteoarthritis: an internal medicine specialist's guide. *Med Clin North Am* 93(1): 161-177. 2009
- 1-66) Fransen M, McConnell S: Exercise for osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev* 8(4): CD004376. 2008
- 1-67) Lange AK, Vanwanseele B, Fiatarone Singh MA: Strength training for treatment of osteoarthritis of the knee: a systematic review. *Arthritis Rheum* 59(10): 1488-1494. 2008
- 1-68) Holden MA, Nicholls EE, Hay EM, Foster NE: Physical therapists' use of therapeutic exercise for patients with clinical knee osteoarthritis in the United Kingdom: in line with current recommendations?. *Phys Ther* 88(10): 1109-1121. 2008
- 1-69) Brantingham JW, Globe G, Pollard H, Hicks M, Korporaal C, Hoskins W: Manipulative therapy for lower extremity conditions: expansion of literature review. *J Manipulative Physiol Ther* 32(1): 53-71. 2009
- 1-70) Pollard H, Ward G, Hoskins W, Hardy K: The effect of a manual therapy knee protocol on osteoarthritic knee pain: a randomised controlled trial. *JCCA J Can Chiropr Assoc* 52(4):229-242. 2008
- 1-71) Fregly BJ, Reinbolt JA, Rooney KL, Mitchell KH, Chmielewski TL: Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng* 54(9):1687-1695. 2007
- 1-72) Fregly BJ: Computational assessment of combinations of gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng* 55(8): 2104-2106. 2008
- 1-73) Fregly BJ, Reinbolt JA, Chmielewski TL: Evaluation of a patient-specific cost function to predict the influence of foot path on the knee adduction torque during gait. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 11(1): 63-71. 2008
- 1-74) 岡西哲夫: 筋の運動学. 筋力(奈良勲, 岡西哲夫 編集), 医歯薬出版, 東京, pp61-86,

2004

- 1-75) 加藤浩: 廃用性症候群の筋力低下の評価と治療. 筋力(奈良勲, 岡西哲夫 編集), 医歯薬出版, 東京, pp140-163, 2004
- 1-76) Henriksen M, Alkjaer T, Lund H, Simonsen EB, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H: Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. *J Appl Physiol* 103(1): 132-139.2007
- 1-77) Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL: Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *J Orthop Res* 18(2): 171-175. 2000
- 1-78) Jefferson RJ, Collins JJ, Whittle MW, Radin EL, O'Connor JJ: The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Proc Inst Mech Eng* 204(1): 21-28. 1990
- 1-79) Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ: Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res* 9(3): 398-405.1991
- 1-80) Henriksen M, Alkjaer T, Lund H, Simonsen EB, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H: Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. *J Appl Physiol* 103(1): 132-139. 2007
- 1-81) Fisher NM, Gresham GE, Abrams M, Hicks J, Horrigan D, Pendergast DR: Quantitative effects of physical therapy on muscular and functional performance in subjects with osteoarthritis of the knees. *Arch Phys Med Rehabil* 74(8): 840-847. 1993
- 1-82) Hurley MV: Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out. *Arthritis Rheum* 49(3): 444-452. 2003
- 1-83) Steultjens MP, Dekker J, Bijlsma JW: Avoidance of activity and disability in patients with osteoarthritis of the knee: the mediating role of muscle strength. *Arthritis Rheum* 46(7): 1784-1788. 2002
- 1-84) Becker R, Berth A, Nehring M, Awiszus F: Neuromuscular quadriceps dysfunction prior to osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 22(4): 768-773. 2004
- 1-85) Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L: Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 22(1): 110-115. 2004
- 1-86) Pap G, Machner A, Awiszus F: Strength and voluntary activation of the quadriceps femoris muscle at different severities of osteoarthritic knee joint damage. *J Orthop Res* 22(1): 96-103. 2004
- 1-87) 黒澤尚: 変形性膝関節症に対するホームエクササイズによる保存療法. *日整会誌* 79(10): 793-805. 2005

## 第2章

- 2-1) 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* 20(1): 101-107. 2002
- 2-2) Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN: Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 34(7): 907-915. 2001
- 2-3) Al-Zahrani KS, Bakheit AM: A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil* 24(5): 275-280. 2002
- 2-4) Gök H, Ergin S, Yavuzer G: Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand.* 73(6): 647-652. 2002
- 2-5) 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* 10(7): 573-579. 2002
- 2-6) Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ: Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 26(3): 332-341. 2008
- 2-7) Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A: A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee* 11(3): 225-231. 2004
- 2-8) Messier SP, DeVita P, Cowan RE, Seay J, Young HC, Marsh AP: Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil* 86(4): 703-709. 2005
- 2-9) Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP: Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res* 14(2): 289-295. 1996
- 2-10) 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* 50(4): 1172-1178. 2004
- 2-11) Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, Giffin JR, Birmingham TB: Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism. *J Biomech* 41(2): 276-283. 2008
- 2-12) 倉林準, 持丸正明, 河内まき子: 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌* 27(1): 29-36. 2003
- 2-13) 石井慎一郎: 変形性膝関節症患者の下肢関節モーメント. 関節モーメントによる歩行分析(臨床歩行分析研究会 編), 医歯薬出版, 東京, pp145-152, 2004
- 2-14) Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 16: 494-502. 1957
- 2-15) Altman RD, Bloch DA, Bole GG Jr, Brandt KD, Cooke DV, Greenwald RA, Hochberg MC,

- Howell DS, Kaplan D, Koopman WJ: Development of clinical criteria for osteoarthritis. *J Rheumatol* 14: 3-6. 1987
- 2-16) 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由, 溝部朋文: ボディダイナミクス入門 片麻痺者の歩行と短下肢装具. 医歯薬出版, 東京, pp2-15, 2005
- 2-17) 岡田英考, 阿江通良, 藤井範久: 日本人高齢者の身体部分慣性特性. *バイオメカニズム* 13. 東大出版会, 東京, pp125-138, 1996
- 2-18) McKean KA, Landry SC, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ: Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech* 22(4): 400-409. 2007
- 2-19) 山本澄子: 歩行時の関節モーメントと筋活動. 関節モーメントによる歩行分析 (臨床歩行分析研究会 編), 医歯薬出版, 東京, pp19-24, 1997
- 2-20) 木藤伸宏, 新小田幸一, 金村尚彦, 阿南雅也, 山崎貴博, 石井慎一郎, 加藤浩: 内側型変形性膝関節症の外部膝関節内反モーメントと疼痛, 身体機能との関係. *理学療法科学* 23(5): 633-640. 2008
- 2-21) 木藤伸宏, 山崎貴博, 新小田幸一, 金村尚彦, 加藤浩, 石井慎一郎: 内側型変形性膝関節症の歩行時の運動学・運動力学的特徴. 別冊整形外科 53(編集 中村孝志), 南江堂, 東京, pp180-188, 2008
- 2-22) Doherty M: Risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Lancet* 358(9284): 775-756. 2001
- 2-23) Englund M, Lohmander LS: Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum* 50(9): 2811-2819. 2004
- 2-24) Felson DT, Goggins J, Niu J, Zhang Y, Hunter DJ: The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment. *Arthritis Rheum* 50(12): 3904-3909. 2004
- 2-25) Messier SP, Gutkunst DJ, Davis C, DeVita P: Weight loss reduces knee-joint loads in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 52(7): 2026-2032. 2005
- 2-26) Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ: Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech* 40(8): 1754-1761. 2007
- 2-27) DeVita P, Hortobágyi T: Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomech* 36(9): 1355-1362. 2003
- 2-28) Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 10(4): 261-268. 1977
- 2-29) 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* 39(12): 2213-2220. 2006
- 2-30) Perry J: Gait Analysis – Normal and Pathological Function. SLACK, Thorofare, pp443-489,

1992

- 2-31) Rogers MW, Mille ML: Lateral stability and falls in older people. *Exerc Sport Sci Rev* 31(4): 182-187. 2003
- 2-32) 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* 54(12): 3842-3849. 2006
- 2-33) Teichtahl AJ, Wluka AE, Morris ME, Davis SR, Cicuttini FM: The relationship between the knee adduction moment and knee pain in middle-aged women without radiographic osteoarthritis. *J Rheumatol* 33(9): 1845-1848. 2006
- 2-34) Maly MR, Costigan PA, Olney SJ: Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 23(6): 796-805. 2008
- 2-35) Maly MR, Costigan PA, Olney SJ: Role of knee kinematics and kinetics on performance and disability in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 21(10): 1051-1059. 2006
- 2-36) Akai M, Doi T, Fujino K, Iwaya T, Kurosawa H, Nasu T: An outcome measure for Japanese people with knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 32(8): 1524-1532. 2005
- 2-37) Wluka AE, Ding C, Jones G, Cicuttini FM: The clinical correlates of articular cartilage defects in symptomatic knee osteoarthritis: a prospective study. *Rheumatology* 44(10): 1311-1316. 2005
- 2-38) Teichtahl AJ, Wluka AE, Davies-Tuck ML, Cicuttini FM: Imaging of knee osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 22(6): 1061-1074. 2008
- 2-39) Sharma L, Cahue S, Song J, Hayes K, Pai YC, Dunlop D: Physical functioning over three years in knee osteoarthritis: role of psychosocial, local mechanical, and neuromuscular factors. *Arthritis Rheum* 48(12): 3359-3370. 2003

### 第3章

- 3-1) 黒澤尚: 変形性膝関節症に対するホームエクササイズによる保存療法. *日整会誌* 79(10): 793-805. 2005
- 3-2) 市橋則明: 変形性膝関節症に対する筋力トレーニングの再考. *理学療法学* 28: 76-81, 2001
- 3-3) Hurley MV: Quadriceps weakness in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 10(3): 246-250. 1998
- 3-4) Pothier B, Allen ME: Exercise and arthritis. *Kinesiology and the degenerative joint. Rheum Dis Clin North Am* 16(4): 989-1002. 1990
- 3-5) Burr DB, Frederickson RG, Pavlinch C, Sickles M, Burkart S: Intracast muscle stimulation prevents bone and cartilage deterioration in cast-immobilized rabbits. *Clin Orthop Relat Res*

189: 264-278. 1984

- 3-6) Shakoor N, Furmanov S, Nelson DE, Li Y, Block JA: Pain and its relationship with muscle strength and proprioception in knee OA: results of an 8-week home exercise pilot study. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 8(1): 35-42. 2008
- 3-7) Gerber LH: Exercise and arthritis. *Bull Rheum Dis* 39(6): 1-9. 1990
- 3-8) Simkin PA, Huang A, Benedict RS: Effects of exercise on blood flow to canine articular tissues. *J Orthop Res* 8(2):297-303. 1990
- 3-9) Akeson WH, Garfin S, Amiel D, Woo SL: Para-articular connective tissue in osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 18(4 Suppl 2): 41-50. 1989
- 3-10) 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* 52(11): 3515-3519. 2005
- 3-11) Bennell KL, Hunt MA, Wrigley TV, Hunter DJ, Hinman RS: The effects of hip muscle strengthening on knee load, pain, and function in people with knee osteoarthritis: a protocol for a randomised, single-blind controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 8: 121. 2007
- 3-12) Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 16: 494-502. 1957
- 3-13) Jones EJ, Bishop PA, Woods AK, Green JM: Cross-sectional area and muscular strength: a brief review. *Sports Med* 38(12): 987-994. 2008
- 3-14) Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL: Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *J Orthop Res* 18(2): 171-175. 2000
- 3-15) Fisher NM, Gresham GE, Abrams M, Hicks J, Horrigan D, Pendergast DR: Quantitative effects of physical therapy on muscular and functional performance in subjects with osteoarthritis of the knees. *Arch Phys Med Rehabil* 74(8): 840-847. 1993
- 3-16) Hurley MV: Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out. *Arthritis Rheum* 49(3): 444-452. 2003
- 3-17) Steultjens MP, Dekker J, Bijlsma JW: Avoidance of activity and disability in patients with osteoarthritis of the knee: the mediating role of muscle strength. *Arthritis Rheum* 46(7): 1784-1788. 2002
- 3-18) Becker R, Berth A, Nehring M, Awiszus F: Neuromuscular quadriceps dysfunction prior to osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 22(4): 768-773. 2004
- 3-19) Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L: Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 22(1): 110-115. 2004
- 3-20) 佐々木和人: 変形性膝関節症患者の筋力 Pelvic deltoid と大腿四頭筋について. *臨床理学療法* 9(3): 136. 1982

- 3-21) Slemenda C, Heilman DK, Brandt KD, Katz BP, Mazzuca SA, Braunstein EM, Byrd D: Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women?. *Arthritis Rheum* 41(11): 1951-1959. 1998
- 3-22) Reinbolt JA, Fox MD, Arnold AS, Ounpuu S, Delp SL: Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-knee gait. *J Biomech* 41(11): 2362-2369. 2008
- 3-23) Koga Y: Three-dimensional knee motion analysis for the pathogenesis knee osteoarthritis. *Biomed Mater Eng* 8(3-4): 197-205. 1998
- 3-24) Hortobágyi T, Westerkamp L, Beam S, Moody J, Garry J, Holbert D, DeVita P: Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 20(1): 97-104. 2005
- 3-25) Lewek MD, Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Rudolph KS: Knee stabilization in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 52(9): 2845-2853. 2005
- 3-26) Schmitt LC, Rudolph KS: Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 57(6): 1018-1026. 2007
- 3-27) Rudolph KS, Schmitt LC, Lewek MD: Age-related changes in strength, joint laxity, and walking patterns: are they related to knee osteoarthritis?. *Phys Ther* 87(11): 1422-1432. 2007
- 3-28) Schmitt LC, Rudolph KS: Muscle stabilization strategies in people with medial knee osteoarthritis: the effect of instability. *J Orthop Res* 26(9): 1180-1185. 2008
- 3-29) Sharma L, Dunlop DD, Cahue S, Song J, Hayes KW: Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. *Ann Intern Med* 138(8): 613-619. 2003
- 3-30) 稲員拓海, 諏訪勝志, 井舟正秀, 川北慎一郎: 変形性膝関節症患者の股関節周囲筋群の筋力について. *石川県理学療法学会雑誌* 3(1): 8~10, 2003
- 3-31) Yamada H, Koshino T, Sakai N, Saito T: Hip adductor muscle strength in patients with varus deformed knee. *Clin Orthop Relat Res* 386: 179-185. 2001
- 3-32) 加藤宗規, 山崎裕司: ハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性股内転,内旋,外旋筋力の測定 : 固定用ベルトの使用が再現性に与える影響. *高知リハビリテーション学院紀要* 7: 11-17, 2006
- 3-33) 加藤宗規, 山崎裕司, 中島活弥, 加地啓介: ハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性股屈曲,伸展筋力の測定 : 固定用ベルトの使用が再現性に与える影響. *高知リハビリテーション学院紀要* 6: 7-13, 2005
- 3-34) 中江秀幸, 三浦尚子, 半田健壽, 山田嘉明, 鈴木堅二, 岩谷力: ハンドヘルドダイナモメーターの測定者間誤差について. *理学診療* 6(2): 130-134, 1995
- 3-35) Pua YH, Wrigley TV, Cowan SM, Bennell KL: Intrarater test-retest reliability of hip range of motion and hip muscle strength measurements in persons with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 89(6): 1146-1154. 2008
- 3-36) 木藤伸宏, 山崎貴博, 新小田幸一, 金村尚彦, 加藤浩, 石井慎一郎: 内側型変形性膝関



- 節症の歩行時の運動学・運動力学的特徴. 別冊整形外科 53(編集 中村孝志), 南江堂, 東京, pp180-188, 2008
- 3-37) 伊藤鉄男, 小林政則: 股関節外科学 第3版, 金芳堂, 京都, pp117-133, 1987
- 3-38) Preece SJ, Graham-Smith P, Nester CJ, Howard D, Hermens H, Herrington L, Bowker P: The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait Posture* 27(4): 616-621. 2008
- 3-39) 姫野信吉: 剛体バネモデルによる股関節骨頭合力の推定について. *関節の外科* 18(1): 1-6, 1991
- 3-40) Chang SH, Mercer VS, Giuliani CA, Sloane PD: Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 86(9):1843-1850. 2005
- 3-41) MacKinnon CD, Winter DA: Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech* 26(6): 633-644. 1993
- 3-42) 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* 39(12): 2213-2220. 2006
- 3-43) Perry J: *Gait Analysis – Normal and Pathological Function*. SLACK, Thorofare, pp111-130, 1992
- 3-44) Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ: Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*. Mar 26(3): 332-341. 2008
- 3-45) 福井勉: 体幹からみた動きと理学療法の展開. 結果の出せる整形外科理学療法 運動連鎖から全身をみる (著者 山口光圀, 福井勉, 入谷誠), メディカルビュー社, 東京, pp75-176, 2009
- 3-46) 木藤伸宏, 山崎貴博, 新小田幸一, 金村尚彦, 加藤浩, 石井慎一郎, 阿南雅也, 岡西奈津子, 佐々木久人, 田中幸子: 中高年の膝関節痛の発生機序となる筋機能の力学的因子の解明を予防と進行防止に導く運動療法の開発. *医科学応用研究財団研究報告* 27: 79-87, 2007
- 3-47) Astephen JL, Deluzio KJ: Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech* 20(2): 209-217. 2005
- 3-48) Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP: Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech* 41(1):165-170. 2008
- 3-49) 木藤伸宏: 変形性膝関節症の膝外反モーメントと疼痛, 身体機能, 姿勢との関係. 広島大学大学院保健学研究科保健学専攻 2005年度修士論文
- 3-50) Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait

measurements. J Biomech 10(4): 261-268. 1977

#### 第 4 章

- 4-1) Perry J: Gait Analysis – Normal and Pathological Function. SLACK, Thorofare, pp443-489, 1992
- 4-2) 島田裕之, 石渡喜一, 金子文成, 古名丈人, 鈴木隆雄: 長時間歩行時の下肢筋の活動状態: [18F]fluorodeoxyglucose を用いた Positron Emission Tomography による検討. 理学療法学 35(6): 271- 278. 2008

## 付録. 下肢関節モーメントの算出方法

関節を回転軸とし、この軸の周りに外力によって生じる力のモーメントを外部関節モーメント、その外力を制御するために筋が関節の回転軸周りに発揮した力のモーメントを内部関節モーメントとして推定することができる<sup>1, 2)</sup>。外部関節モーメントと内部関節モーメントは、極性は異なるが、その絶対値は等しくなる。

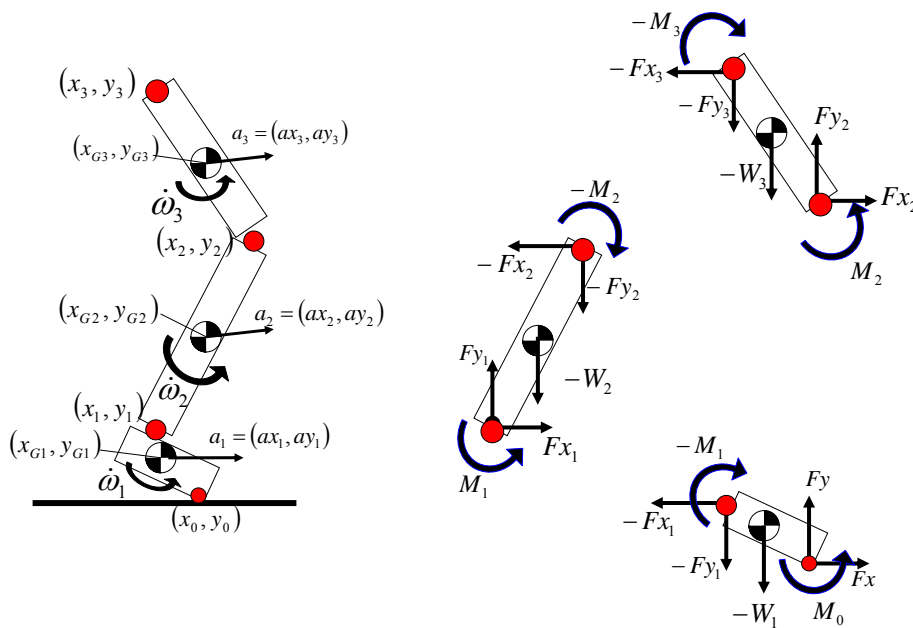


図 歩行時の支持脚のフリーボディーダイアグラム<sup>3-1)</sup>

図は歩行中の支持脚のフリーボディーダイアグラムを示したものである。ここでは、支持脚が矢状面の2次元運動をすると考えて、支持脚に剛体リンクモデルを適応して下肢関節の関節モーメントの計算方法を示す<sup>1)</sup>。

1. 部分に作用すると考えられる床反力、重力、関節力（図では  $F_{x1}, F_{y1}$  など）、関節モーメント（図では  $M_1$  など）を表示したフリーボディーダイアグラムを描くと上記図のようになる。このとき、作用反作用の法則に従って、隣接する部分から作用する力やモーメントは大きさが同じで方向が逆になることを利用する。
2. 重心や関節の位置座標などの情報を利用してフリーボディーダイアグラムに基づいて、水平方向および鉛直方向の並進運動、そして重心まわりの回転運動の方程式を立てる。
3. 部分の質量、重心まわりのモーメントは岡田ら<sup>3-3)</sup>の日本人高齢者の身体部分慣性係数を

用いた。

4. 部分重心の加速度（図では $a_1$ など）、部分の角加速度（図では $\dot{\omega}$ など）などは画像データから算出できる。床反力はフォースプレートで測定する。

5. 部分の質量、重心まわりのモーメント、部分重心の加速度、部分の角加速度、床反力を運動方程式に代入して、関節モーメントについて運動方程式を解く。

足部では

$$Fx - Fx_1 = m_1 a x_1 \quad (1)$$

$$Fy - Fy_1 - W_1 = m_1 a y_1 \quad (2)$$

$$\begin{vmatrix} x_0 - x_{G1} & y_0 - y_{G1} \\ F_x & F_y \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} x_1 - x_{G1} & y_1 - y_{G1} \\ -F_{x1} & -F_{y1} \end{vmatrix} + M_0 - M_1 = I_1 \dot{\omega}_1 \quad (3)$$

ここで式(3')で $M_0 = 0$ とおいて変形すると、

$$(x_0 - x_{G1})Fy - (y_0 - y_{G1})Fx - (x_1 - x_{G1})Fy_1 + (y_1 - y_{G1})Fx_1 - M_1 = I_1 \dot{\omega}_1 \quad (3')$$

式(1), (2), (3')より $Fx_1, Fy_1, M_1$ を求めると、

$$Fx_1 = Fx - m_1 a x_1$$

$$Fy_1 = Fy - m_1 a y_1 - W_1$$

$$M_1 = (x_0 - x_{G1})Fy - (y_0 - y_{G1})Fx - (x_1 - x_{G1})Fy_1 + (y_1 - y_{G1})Fx_1 - I_1 \dot{\omega}_1$$

下腿部では

$$Fx_1 - Fx_2 = m_2 a x_2 \quad (4)$$

$$Fy_1 - Fy_2 - W_2 = m_2 a y_2 \quad (5)$$

$$\begin{vmatrix} x_1 - x_{G2} & y_1 - y_{G2} \\ F_{x1} & F_{y1} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} x_2 - x_{G2} & y_2 - y_{G2} \\ -F_{x2} & -F_{y2} \end{vmatrix} + M_1 - M_2 = I_2 \dot{\omega}_2 \quad (6)$$

ここで式(6)を変形すると

$$(x_1 - x_{G2})Fy_1 - (y_1 - y_{G2})Fx_1 - (x_2 - x_{G2})Fy_2 + (y_2 - y_{G2})Fx_2 + M_1 - M_2 = I_2 \dot{\omega}_2 \quad (6')$$

式(4), (5), (6')より $Fx_2, Fy_2, M_2$ を求めると、

$$Fx_2 = Fx_1 - m_2 a x_2$$

$$Fy_2 = Fy_1 - m_2 a y_2 - W_2$$

$$M_2 = M_1 + (x_1 - x_{G2})Fy_1 - (y_1 - y_{G2})Fx_1 - (x_2 - x_{G2})Fy_2 + (y_2 - y_{G2})Fx_2 - I_2 \dot{\omega}_2$$

大腿部では

$$Fx_2 - Fx_3 = m_3 a x_3 \quad (7)$$

$$Fy_2 - Fy_3 - W_3 = m_3 a y_3 \quad (8)$$

$$\begin{vmatrix} x_2 - x_{G3} & y_2 - y_{G3} \\ F_{x2} & F_{y2} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} x_3 - x_{G3} & y_3 - y_{G3} \\ -F_{x3} & -F_{y3} \end{vmatrix} + M_2 - M_3 = I_3 \dot{\omega}_3 \quad (9)$$

ここで式(9)を変形すると

$$(x_2 - x_{G3})F_{y2} - (y_2 - y_{G3})F_{x2} - (x_3 - x_{G3})F_{y3} + (y_3 - y_{G3})F_{x3} + M_2 - M_3 = I_3 \dot{\omega}_3 \quad (9')$$

式(7), (8), (9')より  $F_{x3}, F_{y3}, M_3$  を求めると,

$$F_{x3} = F_{x2} - m_3 a x_3$$

$$F_{y3} = F_{y2} - m_3 a y_3 - W_3$$

$$M_3 = M_2 + (x_2 - x_{G3})F_{y2} - (y_2 - y_{G3})F_{x2} - (x_3 - x_{G3})F_{y3} + (y_3 - y_{G3})F_{x3} - I_3 \dot{\omega}_3$$

ここでは矢状面のモーメントの算出方法を提示したが、座標系を設定し同様な計算を行うことで前額面モーメント、水平面モーメントが求まる。

#### 参考文献

- 1) 阿江通行良, 藤井範久: スポーツバイオメカニクス 20 講, 朝倉書店, 東京, pp89-96, 2002
- 2) 江原義弘: 関節モーメントとは何か. 臨床歩行計測入門 (編集 江原義弘, 山本澄子), 医歯薬出版, 東京, pp139-158, 2008