

歩行立脚初期の膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響

Effect of altered sagittal-plane knee kinematics on loading
during the early stance phase of gait

令和2年度

北海道医療大学大学院リハビリテーション科学研究科

リハビリテーション科学専攻

生体構造機能・病態解析学分野 氏名：河治 勇人

【要旨】

変形性膝関節症症例が示す歩行時膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を検討した。健康成人13名を対象に通常歩行と膝関節動態を制御した歩行(制御歩行)を分析した。制御歩行の詳細は以下に示した。

- ・ Less flexion(LF)：立脚初期膝屈曲ピーク値減少により膝屈曲運動量(KFE)が減少する歩行
- ・ Initial flexion(IF)：初期接地膝屈曲角度の増加により KFE が減少する歩行
- ・ Flexion gait(FG)：初期接地膝屈曲角度の増加により KFE が減少しない歩行

各条件で膝屈曲モーメント(KFM)ピーク値，KFM 積分値，床反力鉛直成分(VGRF)ピーク値，Loading Rate 最大値を算出した。VGRF ピーク値は LF，IF で減少した。KFM ピーク値は FG で増加し，LF で減少した。KFM 積分値は FG，IF で増加した。本研究は立脚初期膝屈曲増加が膝関節負荷を増加させることを示した。

【Abstract】

Individuals with knee osteoarthritis show various changes in sagittal plane knee kinematics during the early stance phase of gait. This study aimed to examine the effects of these kinematic changes on knee loading in healthy subjects during the early stance phase. Thirteen healthy adult men underwent gait analysis under the following four conditions: 1) baseline; 2) less flexion (LF), gait with decreased knee flexion excursion (KFE) due to a reduced peak knee flexion angle compared to that at baseline; 2) initial flexion (IF), gait with decreased KFE due to an increased knee flexion angle at initial contact, during which the peak knee flexion angle did not differ from that at baseline; and 3) flexion gait (FG), gait that increased the knee flexion angle at initial contact but did not reduce the KFE compared to that at baseline. The data analyzed included peak external knee flexion moment (KFM), KFM impulse (an integral value from initial contact to the peak value), peak vertical ground reaction force (VGRF), and maximum loading rate. Compared with the baseline values, the peak VGRF was significantly decreased in the LF and IF conditions, the peak KFM was decreased in the LF condition but increased in the FG condition, and the KFM impulse was significantly increased in the IF and FG conditions. Our study shows that increased knee flexion angle during the early stance of gait increases knee loading.

【キーワード】 変形性膝関節症，運動学，歩行分析，膝関節負荷，初期接地角度

【目次】

I. 序論	1
I-1 研究背景	1
I-1-1) 高齢化社会における変形性膝関節症	1
I-1-2) 変形性膝関節症の病態, 臨床症状, 診断	2
I-1-3) 歩行時膝関節負荷が膝関節退行性変化に及ぼす影響	3
I-1-4) 変形性膝関節症における前額面上の歩行時膝関節動態	3
I-1-5) 変形性膝関節症における前額面上の歩行時膝関節負荷	4
I-1-6) 変形性膝関節症における矢状面上の膝関節動態, 膝関節負荷の重要性	4
I-1-7) 変形性膝関節症における矢状面上の歩行時膝関節動態	5
I-1-8) 変形性膝関節症における矢状面上の歩行時膝関節負荷	6
I-1-9) 変形性膝関節症に対する歩行分析研究の課題	6
I-2 健常成人を対象とした歩行シミュレーション研究の有用性	7
I-3 膝関節矢状面動態制御方法	8
I-4 研究目的	9
II. 方法	10
II-1 対象	10
II-2 運動学, 運動力学データの計測	10
II-3 音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御方法	10
II-4 実験手順	11
II-5 データ解析	13
II-5-1) 膝関節矢状面動態	13
II-5-2) 膝関節矢状面動態制御の正確度	13
II-5-3) 膝関節矢状面動態制御の再現性	13
II-5-4) 膝関節負荷	14
II-6 統計学的検定	14
III. 結果	15
III-1 歩行速度, 膝関節矢状面動態	15

III-2	膝関節矢状面動態制御の正確度	15
III-3	膝関節矢状面動態制御の再現性	15
III-4	膝関節負荷	16
IV.	考察	17
IV-1	研究仮説に対する結果	17
IV-2	膝関節矢状面動態制御の正確度, 再現性	17
IV-3	健常成人を対象とした歩行シミュレーション研究の妥当性	18
IV-4	膝関節矢状面動態の変化が床反力鉛直成分に及ぼす影響	19
IV-5	膝関節矢状面動態の変化が外部膝関節屈曲モーメントに及ぼす影響	20
IV-6	KFE 減少に至る膝関節矢状面動態の差異が膝関節負荷に及ぼす影響	22
IV-7	各制御歩行条件と膝 OA の病態との関係	22
V.	総括	24
V-1	研究のまとめ	24
V-2	研究の意義	24
V-3	研究限界	25
V-4	今後の展望, 臨床への提言	26
	謝辞	28
	学位論文の基礎となる原著	29
	参考文献	30

【表目次】

表 1	歩行速度, 膝関節矢状面動態	1
表 2	膝関節矢状面動態制御の正確度	2
表 3	膝関節矢状面動態制御の再現性	3
表 4	膝関節矢状面動態変数の再現性	4
表 5	膝関節負荷	5

【図目次】

図 1	膝関節角度変化による関節接触面積の変化.....	1
図 2	正常歩行における立脚期膝関節矢状面動態.....	2
図 3	フィードバックシステム.....	3
図 4	LF 条件における膝関節矢状面動態.....	4
図 5	IF 条件における膝関節矢状面動態.....	5
図 6	FG 条件における膝関節矢状面動態.....	6
図 7	閾値設定.....	7
図 8	膝関節矢状面動態の解析.....	8
図 9	外部膝関節屈曲モーメントの解析.....	9
図 10	床反力鉛直成分の解析.....	10
図 11	膝関節矢状面動態.....	11
図 12	膝関節負荷.....	12
図 13	立脚期の上下方向に対する身体重心位置，速度，加速度の変化.....	13
図 14	初期接地膝関節屈曲角度の違いが外部膝関節モーメントに及ぼす影響.....	14

【付録目次】

Appendix A	二乗平均平方根誤差の算出	1
Appendix B	Coefficient of Multiple Correlation の算出.....	2
Appendix C	標準誤差の算出.....	3

略語

OA : Osteoarthritis

KFE : Knee Flexion Excursion

KAM : External Knee Adduction Moment

KFM : External Knee Flexion Moment

VGRF : Vertical Ground Reaction Force

RMSE : Root Mean Square Error

CMC : Coefficient of Multiple Correlation

SEM : Standard Error of Measurement

用語の定義

本論文で用いる主要用語の定義は、以下に示す通りである。

・膝関節動態

本研究において膝関節動態とは歩行周期において膝関節角度が変化していく状態を示す。

・関節モーメント

力が大きさ、空間内の方位、向き、作用点を有し、体節に関節軸から距離を持って作用する場合、関節軸周りには回転が生じる¹⁾。この際、関節軸と力の最短距離はモーメントアームと呼ばれる¹⁾。関節モーメントは体節を関節軸周りに回転させる作用を有し、力とモーメントアームの積により定義される¹⁾。

・外部膝関節モーメント

関節モーメントには内力(筋、靭帯の張力など)と内的モーメントアームの積として定義される内部関節モーメントと、外力(床反力など)と外的モーメントアームの積として定義される外部関節モーメントがある¹⁾。外部膝関節モーメントは膝関節に作用する外部関節モーメントであり、主に床反力の大きさと床反力ベクトルから膝関節中心までのモーメントアーム長の積により定義される。

・外部膝関節内転モーメント

外部膝関節内転モーメントは主に床反力の大きさと膝関節中心に対する前額面上のモーメントアーム長の積により定義される。外部膝関節内転モーメントは前額面上で膝関節を内転させる作用を有する。

・外部膝関節屈曲モーメント

外部膝関節屈曲モーメントは主に床反力の大きさと膝関節中心に対する矢状面上のモーメントアーム長の積により定義される。外部膝関節屈曲モーメントは矢状面上で膝関節を屈曲させる作用を有する。本研究では外部膝関節屈曲モーメントを膝関節負荷の指標の一つとする。

・外部膝関節モーメント積分値

外部膝関節モーメント積分値は外部膝関節モーメントの積分演算により算出される。外部膝関節モーメントの大きさと持続時間を反映するため、外部膝関節モーメント積分値を評価することは、外部膝関節モーメントの大きさのみを評価するよりも膝関節負荷に関して詳細な情報が得られるとされる²⁾。本研究では外部膝関節屈曲モーメント積分値を膝関節負

荷の指標の一つとする。

・床反力

歩行では一歩ごとに足底から床面に力が加わる。これに対し床面から足底に加えられる力が床反力である³⁾。これらの力の大きさは等しいが方向が反対である³⁾。床反力は前後、側方、鉛直方向に生じ、3方向に生じた力のベクトルの加法によって、足部と地面の間に1つの合力ベクトルができる。床反力は身体に加わる衝撃、つまりは外力にあたる³⁾。

・床反力鉛直成分

床反力鉛直成分は支持面に対して垂直方向に生じる床反力である。力は加速度と質量の積であり、床反力鉛直成分は身体質量とその鉛直加速度の積として定義できる³⁾。そのため床反力鉛直成分は身体重心の鉛直加速度を反映する。身体重心を上向きに加速させる際に床反力鉛直成分は増加し、身体重心を下向きに加速させる際に床反力鉛直成分は減少する。本研究では床反力鉛直成分を膝関節負荷の指標の一つとする。

・Loading Rate

Loading Rate は床反力鉛直成分の変化率として定義され、床反力鉛直成分を時間で一次微分した値である⁴⁾。Loading Rate は床反力鉛直成分の瞬間的な変化を表し⁴⁾、本研究では膝関節負荷の指標の一つとする。

・二乗平均平方根誤差

二乗平均平方根誤差は誤差を二乗平均し、その平方根をとった値である。本研究では誤差の大きさの指標とする。

・Coefficient of Multiple Correlation

Coefficient of Multiple Correlation(以下 CMC)は複数の連続波形の一致度を評価する方法である⁵⁾。多くの歩行分析研究では計測した運動学データの検者間再現性、検者内再現性などを評価する際に用いられている。CMC は 0 から 1 の範囲で算出され、CMC が 1 に近いほど計測したデータの一貫性が高く、CMC が 0 に近いほど計測したデータの一貫性が低いと評価される⁵⁾。本研究では再現性の指標とし、CMC が 1 に近いほど、被験者は複数回における膝関節矢状面動態制御を高い再現性を持って行っていたことを示す。

・標準誤差

標準誤差は標準偏差の二乗平均平方根をとった値である。本研究では膝関節矢状面動態変数制御の再現性の指標とする⁶⁾。

I. 序論

I-1 研究背景

I-1-1) 高齢化社会における変形性膝関節症

変形性膝関節症(Knee Osteoarthritis :以下膝 OA)は加齢により発症し、疼痛や身体機能不全をもたらすことで生活の質を低下させる一般的な下肢関節疾患の一つである。膝 OA の罹患率は高齢になるほど高くなり、Yoshimura ら⁷⁾が 2009 年に報告した本邦における大規模コホート研究の結果によると、X 線画像上で膝 OA を有する者は 2,500 万人以上にのぼるとされる。日本内閣府が報告した 2019 年版の高齢社会白書によると、2018 年における本邦の高齢化率は 28.1%であり、実に国民の 4 人に 1 人以上は 65 歳以上という超高齢社会である⁸⁾。高齢化は今後も増加傾向が続き、2036 年には高齢化率は 33.3%まで増加すると推計されている⁸⁾。したがって、今後の膝 OA 症例数は 2009 年に示された Yoshimura ら⁷⁾の報告よりもさらに増加すると推測される。

本邦の高齢者における平均寿命と健康寿命には乖離が認められ、最新の報告によると日本人男性の平均寿命は 80.98 歳、日本人女性の平均寿命は 87.14 歳なのに対し、健康寿命はそれぞれ 72.14 歳、74.79 歳とされている⁹⁾。少子化に伴い、本邦の現役世代人口は減少しており、健康寿命と平均寿命の乖離が進んでしまうと現役世代に対する社会的負担が増加してしまう。これは高齢化社会において大きな問題の一つである。

ヒトの身体運動に関わる骨、関節、靭帯、筋肉、脊髄、末梢神経などは総じて運動器と称される¹⁰⁾。運動器は立つ、歩くといったヒトの基本的な日常生活活動において重要な役割を担う。そのため、高齢者の健康寿命延伸のためには運動器を良好な状態にすることが重要と考えられる。近年、日本整形外科学会は運動器の重要性をうたい、ロコモティブシンドロームという概念を提唱した¹⁰⁾。ロコモティブシンドロームとは運動器の障害により移動能力が低下し、介護を必要とするリスクの高い状態を表す^{10,11)}。膝 OA はロコモティブシンドロームの原因疾患の一つであり¹²⁾、膝 OA により歩行時の膝関節痛、歩行速度の低下などが生じると歩行能力が低下し、ひいては自立した日常生活活動に支障を来すようになる¹³⁾。そのため、膝 OA に対する効果的な理学療法介入を確立することは、高齢者の健康寿命の延伸に寄与し、本邦の高齢化に伴う社会的問題に対する上で喫緊の課題であると考えられる。

I-1-2) 変形性膝関節症の病態，臨床症状，診断

膝 OA を含む変形性関節症は関節軟骨の退行性疾患であり，特徴的な構造的変化として関節軟骨の摩耗，軟骨下骨の硬化，骨棘の形成，骨嚢胞の形成などが挙げられる¹⁴⁾。変形性関節症の初期病変は関節軟骨表層の粗造化に始まるとされる¹⁵⁾。Omori は¹⁶⁾本邦で行われた大規模集団膝検診の縦断研究結果から，膝 OA のリスク因子として加齢，女性であること，肥満であることを報告している。他のリスク因子としては過去の膝関節の外傷，大腿四頭筋の筋力低下なども挙げられている¹⁷⁾。これらの要因により生じた関節軟骨の変性は，滑膜炎(滑膜炎)を引き起こす。滑膜炎により関節には疼痛が生じ，加えて滑膜炎自体が関節軟骨の変性を助長する¹⁸⁾。さらに疾患が進行すると関節軟骨の破壊，骨棘の形成といった関節の構造的変化が生じ，この変化は関節における生体力学的な負荷の増加に関与することで変形性関節症の進行に影響する¹⁹⁾。

膝 OA の主な症状は歩行や階段昇降といった荷重時の膝関節痛，膝関節可動域制限，関節腫脹である²⁰⁾。膝 OA の初期では歩き始めや立ち上がりなどの動作開始時にのみ膝関節痛が生じる。しかし疾患が進行すると症状は悪化し，歩行などで生じる膝関節痛が持続するようになる²¹⁾。これは歩行速度，歩行距離といった歩行能力を低下させ，膝 OA 症例の歩行を始めとする日常生活活動を制限することにつながる。膝 OA 進行とともに膝関節の可動域は徐々に制限が大きくなり，膝 OA の初期では正座や膝関節完全伸展が制限される程度であるが²¹⁾，可動域制限が大きくなるとしゃがみ動作などの日常生活活動への影響も大きくなる。また，膝 OA による二次的な滑膜炎は関節包の肥厚，関節液の貯留などにより関節腫脹を引き起こす²⁰⁾。関節腫脹は膝関節可動域制限や膝関節周囲の張り感といった症状に影響する。

膝 OA の診断は X 線画像を用いて行うのが一般的である。重症度の分類には Kellgren-Lawrence 分類²²⁾を用いることが多い。Kellgren-Lawrence 分類では膝関節正面 X 線画像から重症度を分類し，膝 OA に特徴的な膝関節の構造的変化である関節裂隙の狭小化，骨棘形成の程度が主な重症度の評価指標となる。膝 OA の診断において X 線画像を用いた重症度分類は重要であるが，X 線画像では関節軟骨の退行性変化を直接的に評価することができない。膝関節軟骨の直接的評価方法としては核磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging：以下 MRI)を用いた画像診断が挙げられる。MRI を用いることで膝関節軟骨の変性，損傷，軟骨表面の不整像，菲薄化などを評価可能である。早期の膝関節軟骨変性における MRI 所見は関節軟骨内部の信号強度変化であり，これは膝関節軟骨内の浮腫などを反

映した所見である。膝関節軟骨変性の進行とともに膝関節軟骨表面の細かな不整像，膝関節軟骨に垂直な線上の亀裂，膝関節軟骨の菲薄化などが生じる²³⁾。一般的に Kellgren-Lawrence 分類にてⅡ以上を膝 OA と定義するが，Kellgren-Lawrence 分類がⅡ未満でも MRI 上では膝関節軟骨の変性を認めることがあり，膝 OA の主要な病態が関節軟骨の変性にあることが分かる²⁴⁾。

I-1-3) 歩行時膝関節負荷が膝関節退行性変化に及ぼす影響

膝関節軟骨の変性には関節軟骨細胞の代謝障害が関与し，これを引き起こす要因の一つには歩行などの荷重環境下で膝関節に加わる負荷の異常が挙げられる^{25,26)}。正常歩行においても膝関節には負荷が生じているが，この負荷は膝関節軟骨代謝の恒常性維持に必須である。歩行により周期的に加わる膝関節負荷が適切な状態であることで，膝関節負荷は膝関節軟骨の恒常性を維持するように作用する。しかし，何らかの要因により歩行時の膝関節負荷が異常な状態になると，膝関節軟骨の恒常性は阻害され，関節軟骨の破壊，変性が進行していく^{25,26)}。そのため膝 OA 症例に対する理学療法介入では，膝関節に生じている異常負荷を正常化することが重要であると考えられる。膝関節負荷が異常となる要因の一つに歩行時の膝関節動態の変化が挙げられるため，膝 OA 症例が示す歩行時の膝関節動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を理解することは重要である。

I-1-4) 変形性膝関節症における前額面上の歩行時膝関節動態

膝関節は構造上，内側コンパートメントと外側コンパートメントに区分され，それぞれに荷重分布がなされている。膝 OA の好発部位は内側コンパートメントであり²⁷⁾，内側コンパートメントにおける膝 OA が進行すると膝関節には内反変形が生じる²⁸⁾。膝関節内反変形が生じると膝関節の荷重分布は変化し，内側コンパートメントにさらなる負荷を生じる²⁹⁾。したがって，ひとたび膝 OA による膝関節内反変形が生じると，膝関節内側コンパートメントの負荷は増加の一途を辿り，膝 OA はさらに進行していくと考えられる。

膝 OA の主要な病態は膝関節前額面上に生じるため，これまで膝 OA 症例に対する歩行分析研究では前額面上の異常な膝関節動態や膝関節負荷に着目がなされてきた^{30,31)}。膝 OA が示す前額面上の異常な膝関節動態の一つに外側スラストが挙げられる。正常歩行において膝関節は立脚期に外転運動をするが³²⁾，膝 OA 症例の歩行では立脚期で膝関節が急速な内転運動を示すことがあり，この膝関節内転運動は外側スラストと呼ばれる^{31,33)}。外側スラ

ストの存在は膝 OA 進行に関与することが明らかにされており, Chang ら³⁴⁾は外側スラストを有する膝 OA 症例では, 膝関節内側コンパートメントにおける膝 OA 進行リスクが高いことを報告した. また, 外側スラストは膝 OA 症例の膝関節痛にも関与することが報告されている³⁵⁾. したがって, 外側スラストは膝 OA 症例の病態に関与する重要な歩行時膝関節動態の一つであると考えられる.

I-1-5) 変形性膝関節症における前額面上の歩行時膝関節負荷

膝 OA 症例が示す前額面上の異常膝関節負荷には外部膝関節内転モーメント(External Knee Adduction Moment : 以下 KAM)の増加が挙げられる. KAM は主に床反力の大きさと床反力ベクトルから膝関節中心までの前額面上のモーメントアーム長により決定され, 正常歩行では立脚期の前半と後半にピークとなる 2 峰性の波形パターンを示す. KAM は膝関節内側コンパートメントに生じる負荷の指標とされており, 膝関節内側コンパートメントに生じる圧縮力を反映することが明らかとなっている^{36,37)}.

膝 OA 症例が示す膝関節内反変形は前額面上のモーメントアーム長を延長し KAM 増加に影響する³⁸⁾. 先行研究では膝関節内反アライメントの悪化は KAM 増加に強く影響し³⁹⁾, 特に膝 OA 症例では KAM 第 1 ピーク値が健常成人と比較して増加することが報告されている^{39,40)}. また, 膝 OA 症例が示す外側スラストも歩行時の KAM 増加に関与することが明らかにされている. Change ら³⁴⁾は外側スラストを示す膝 OA 症例の KAM ピーク値は, 外側スラストを示さない膝 OA 症例の KAM ピーク値と比較して有意に増加し, 身長と体重で補正した値において 1.03%の増加を認めたと報告している. KAM が膝 OA 進行に及ぼす影響に関して, Miyazaki ら⁴¹⁾は KAM の 1%の増加は膝 OA 進行リスクを 6.46 倍に増加させると報告した. したがって, 膝 OA 症例に対する前額面上の膝関節動態, 膝関節負荷に着目した理学療法介入では, 外側スラストを改善し, 増加した KAM を減少させることで異常な膝関節負荷を正常化することが重要であると考えられる.

I-1-6) 変形性膝関節症における矢状面上の膝関節動態, 膝関節負荷の重要性

膝関節は大腿骨, 脛骨, 膝蓋骨により構成される. 膝 OA が好発する脛骨大腿関節は顆状関節に分類され, 主要な運動は矢状面上の屈曲, 伸展である. 膝関節伸展位では関節面を形成する大腿骨顆部と脛骨顆部における接触面積が増大することで安定性が高まるが, 膝関節屈曲位では大腿骨顆部と脛骨顆部の適合性は減少し, 膝関節軟骨における局所荷重が増

大する⁴²⁾(図 1)。そのため、矢状面上の膝関節機能は膝関節に生じる負荷に影響すると考えられる。実際、膝 OA 症例は前額面のみならず矢状面上の膝関節動態とそれに伴う膝関節負荷を変化させることが報告されており^{40, 43)}、近年では膝関節矢状面動態の変化は膝 OA 進行に関与することが指摘されている⁴⁴⁾。Favre ら⁴⁴⁾は初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増加が 5 年後の膝関節内側コンパートメントにおける関節軟骨の摩耗を引き起こす要因であったと報告している。これは膝関節軟骨において荷重負荷が加わる部位に変化が生じたことに起因するとされる。歩行時膝関節矢状面動態の変化は膝関節軟骨の荷重部位を変化させるが、成人の関節軟骨では荷重部位の変化に適応できず、関節軟骨の退行性変化が生じてしまうと考察されている。

Favre ら⁴⁴⁾の先行研究では膝関節矢状面動態変化と膝 OA 進行の関係について報告したが、外部膝関節モーメントに代表される膝関節負荷の変化については検討していない。膝 OA の進行には歩行時の異常膝関節動態による異常膝関節負荷が関与するため、膝 OA 症例の歩行を理解し、効果的な理学療法介入を行うためには、矢状面上の膝関節動態とそれに伴う膝関節負荷に焦点を当てた歩行分析を行うことが必要であると考えられる。

I-1-7) 変形性膝関節症における矢状面上の歩行時膝関節動態

正常歩行の立脚期膝関節矢状面動態は、まず完全伸展位に近い肢位で初期接地が生じる。その後、荷重応答期にかけて膝関節は約 15° の屈曲運動をし、立脚中期前半でさらに 5° 程度屈曲角度を増加させ屈曲のピークが生じる。その後立脚中期後半から膝関節には伸展運動が生じ、立脚終期で伸展のピークが生じる。続く前遊脚期で膝関節には再度屈曲運動が生じ、遊脚期へと移行していく⁴⁵⁾(図 2)。

膝 OA 症例の膝関節矢状面動態において、立脚初期(初期接地から立脚中期前半の膝関節屈曲角度ピークまで)の動態が変化することを多くの先行研究では報告している⁴⁶⁻⁴⁹⁾。膝 OA 症例は健常高齢者と比較して初期接地膝関節屈曲角度が増加するが、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値は変化がないとする報告がある^{47, 49)}。その一方で、初期接地膝関節屈曲角度に変化はないものの、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値は減少するという報告も存在する^{40, 50)}。初期接地から立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値までの膝関節屈曲運動量(Knee Flexion Excursion : 以下 KFE)については、多くの先行研究で膝 OA 症例では健常高齢者と比較して KFE は減少するとされる^{40, 46, 49, 51-53)}。しかし、KFE についても異なる報告が存在し、Heiden ら⁵⁴⁾は膝 OA 症例の初期接地膝関節屈曲角度は健常高齢者と比較して増加するものの、KFE

は減少しなかったと報告している。このように膝 OA 症例が示す歩行時膝関節矢状面動態にはいくつかの異なる動態が存在する。

I-1-8) 変形性膝関節症における矢状面上の歩行時膝関節負荷

膝関節矢状面動態の変化は矢状面上の膝関節負荷に影響すると考えられ、先行研究では膝 OA 症例が示す歩行時の膝関節負荷についていくつかの報告がなされている。矢状面上の膝関節負荷の指標の一つには外部膝関節屈曲モーメント(External Knee Flexion Moment : 以下 KFM)が挙げられる。KFM は主に床反力の大きさと床反力ベクトルから膝関節中心までの矢状面上のモーメントアーム長により決定され、歩行時には立脚初期においてピークが生じる。膝 OA 症例の KFM ピーク値は健常高齢者と比較して減少するという報告がなされているが^{40,55)}、その一方で変化しない⁵⁶⁾、増加する⁴³⁾といった報告も存在する。KFM ピーク値に関して一致した見解が得られていないのは、膝 OA 症例が立脚初期においていくつかの異なる膝関節矢状面動態を示すためであると考えられる。

膝関節矢状面動態と KFM の関係について、Baliunas ら⁵⁶⁾は立脚初期の膝関節屈曲角度ピーク値が小さい膝 OA 症例は KFM ピーク値も小さかったと報告した。同様に Creaby ら⁵⁷⁾は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値と KFM ピーク値は正の相関を示すとしている。これまでの先行研究では立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値と KFM ピーク値の関係性にのみ着目しており、初期接地を含む立脚初期全体の膝関節矢状面動態の変化が KFM に与える影響に関しては十分な検討がなされていない。

立脚初期は身体質量の 60%が新たな立脚肢へと急速に荷重を移行していく歩行相である。その際に膝関節は大腿四頭筋の遠心性収縮に制御された屈曲運動を行う。この膝関節屈曲運動は立脚初期で生じる衝撃を吸収する作用を有する。立脚初期で生じる床面からの衝撃は下肢全体に加わる衝撃負荷として考えられており、動物実験においては急激な衝撃負荷が繰り返し関節に加わることで、関節の退行性変化が引き起こされたと報告されている⁵⁸⁾。したがって、衝撃吸収作用を有する立脚初期の膝関節動態が変化することは、歩行時の衝撃負荷にも影響すると考えられる。しかし、この点についても十分な検討はされておらず、立脚初期全体の膝関節矢状面動態の変化が衝撃負荷に与える影響は不明である。

I-1-9) 変形性膝関節症に対する歩行分析研究の課題

立脚初期の膝関節矢状面動態の変化は KFM や衝撃負荷といった矢状面上の膝関節負荷に

影響すると考えられるが、これまで立脚初期全体の膝関節矢状面動態変化が矢状面上の膝関節負荷に及ぼす影響は明確にされていない。矢状面上の膝関節負荷も KAM と同様に膝 OA 進行に関与することが明らかとなっているため^{58,59)}、立脚初期膝関節矢状面動態の変化が膝関節負荷に及ぼす影響を明確にすることは、膝 OA 症例の歩行を理解する上で重要な知見となると考えられる。

I-2 健康成人を対象とした歩行シミュレーション研究の有用性

膝 OA 症例を対象とした歩行分析により矢状面上の膝関節動態と膝関節負荷の関係性を検討するためには、膝 OA 症例が示す代償戦略を考慮する必要がある。膝 OA 症例は歩行時の膝関節負荷を軽減するために、様々な代償戦略を用いることが報告されている。膝関節負荷を軽減させる戦略として歩行速度の減少^{60,61)}、足位の変化⁶²⁾などが挙げられる。Mundermann ら⁶⁰⁾は、歩行速度を低下させることで KAM が減少することを報告している。歩行速度の変化は KAM のみならず他の外部膝関節モーメントや衝撃負荷に影響し、Zeni ら⁶¹⁾は歩行速度の増減により KFM が増減すること、Cook ら⁶³⁾は歩行速度の増減により衝撃負荷の指標の一つである床反力鉛直成分(Vertical Ground Reaction Force : 以下 VGRF)ピーク値が増減することを報告した。また足位の変化に関して、Jenkyn ら⁶²⁾は膝 OA 症例が示す足位を外転位とした歩行は KAM を減少させる作用を有するが、その一方で KFM に対しては増加させるように作用すると報告した。したがって、膝 OA 症例が歩行時の KAM を軽減させるために用いる代償戦略は矢状面上の膝関節負荷に影響すると考えられ、これは矢状面上の膝関節動態と膝関節負荷の関係において交絡因子となり得てしまう。

純粋に矢状面上の膝関節動態と膝関節負荷の関係性を検討するためには、代償戦略の影響を少なくすることで交絡因子を除外する必要がある。Takacs ら⁶⁴⁾は骨盤、体幹の運動学的変化が KAM に及ぼす影響は膝 OA の有無にかかわらず同様であるとした仮定の下に、健康成人を対象に片脚立位課題において骨盤や体幹の傾斜が KAM に及ぼす影響を検討した。また、Dunphy ら⁶⁵⁾は健康成人を対象に歩行時に生じる遊脚側への骨盤下制が KAM に及ぼす影響を検討しており、その中で健康成人を対象とすることは疾患特有の交絡因子の影響を少なくするとしている。すなわち膝 OA を有さず、膝関節痛の既往がない健康成人であれば歩行時に膝関節負荷を軽減させるための代償戦略を用いる必要がないため、代償戦略が矢状面上の膝関節負荷に与える影響は少ないと考えられる。そのため矢状面上の膝関節動態の変化が膝関節負荷に与える影響は膝 OA の有無により変化しないという仮定の下、健

常成人を対象に実験を行うことで、交絡因子としての代償戦略の影響を少なくした結果を得ることができる。これにより矢状面上の膝関節動態の変化が膝関節負荷に与える影響をより明確にすることができ、膝 OA 症例の歩行を理解する上で重要な知見になり得ると考える。したがって、本研究では健常成人を対象とした膝 OA 歩行のシミュレーション実験を行うことで、膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を検討することとした。

I-3 膝関節矢状面動態制御方法

本研究では健常成人を対象として、膝 OA 症例が示す歩行時の膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を検討する。そのためには健常成人が歩行時の膝関節矢状面動態を制御し、膝 OA 症例が示す膝関節矢状面動態を模倣する必要がある。

膝関節矢状面動態を制御する方法の一つには膝関節装具を用いる方法が挙げられる。Harato ら⁶⁶⁾は膝関節屈曲拘縮が歩行時の膝関節負荷に与える影響を検討するために、膝関節伸展可動域を制限することが可能な膝関節装具を健常成人に用いて、その際の歩行を分析した。これにより歩行時の膝関節伸展角度が減少した膝関節動態を得ることに成功している。しかし、膝関節装具を用いた制御に関して、Cook ら⁶³⁾は膝関節装具により設定した膝関節可動域と実際の膝関節可動域は異なるという問題点を指摘している。Cook ら⁶³⁾の報告では膝関節装具を用いて膝関節屈曲可動域を 0°, 15°に制限したが、ゴニオメーターを用いて膝関節屈曲可動域を計測したところ、実際の膝関節屈曲可動域はそれぞれ 9.6°, 23.9°であったとしている。そのため膝関節装具による制御では膝関節矢状面動態の正確な制御が得られず、本研究課題に適用することは困難であると考えられた。加えて、本研究課題では初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE といった複数の膝関節矢状面動態変数を制御する必要があり、これも膝関節装具を用いた制御では実施することが困難である。

一方、他の制御方法として関節角度のリアルタイムバイオフィードバックを利用した方法が挙げられる。Tate ら⁶⁷⁾のシステマティックレビューによると、運動学や運動力学的情報のリアルタイムバイオフィードバック下での歩行練習は異常歩行の改善に有効であるとされている。現在、市販されているバイオフィードバック機器の中には、同時に複数の関節角度を設定できるものもあることから、歩行中に複数の膝関節矢状面動態変数を同時に制御でき、本研究課題へ適用できるものと考えられる。そこで本研究では膝関節矢状面動態の制御方法として歩行時の膝関節角度を音信号によりリアルタイムバイオフィードバックす

る方法を利用することとした。

I-4 研究目的

本研究の目的は歩行立脚初期の膝関節矢状面動態の変化が膝関節負荷に与える影響を解明することである。立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値は立脚初期の KFM ピーク値と正の相関を示すことから、膝関節屈曲角度と KFM は密接な関係にあると考えられる。また、先行研究では立脚初期の膝関節屈曲角度の増加が膝 OA 進行に関与することが明らかにされている⁴⁴⁾。膝 OA 進行には膝関節負荷の増加が関与することから、立脚初期に膝関節屈曲角度が増加すると KFM が増加し、膝関節負荷が増加すると考えられる。

衝撃負荷に関しては、衝撃負荷の指標の一つである VGRF ピーク値は KFE と正の相関を示すことが報告されている⁵⁷⁾。そのため KFE の増減は衝撃負荷の増減を伴うと考えられる。したがって、本研究では立脚初期の膝関節屈曲角度の増加は KFM を増加させることで膝関節負荷の増加をもたらす、KFE 減少は衝撃負荷を減少させることで膝関節負荷の減少をもたらすと仮説を立て検討を行った。

II. 方法

II-1 対象

対象は北海道医療大学リハビリテーション科学部，大学院リハビリテーション科学研究科に所属する健常成人とした．取込基準は 1)過去に下肢関節の手術，外傷の既往がない者， 2)現在歩行時に下肢関節痛や腰痛が生じることがない者， 3)歩行に影響する神経，筋骨格系疾患を有さない者とした．

サンプルサイズは検定力算出ソフト G*Power(Version 3.1.9.2, Heinrich Heine University, Düsseldorf, Germany)を用いて算出した．G*Power の設定は統計手法を一元配置反復測定分散分析，有意水準を 0.05，検定力を 80%，効果量を 0.25(Cohen's d：中等度)とした．その結果，算出されたサンプルサイズは 13 名であった．本研究では 16 名の被験者の計測を行い，そこから実験課題を達成できなかった 3 名のデータを除外した計 13 名のデータを解析に用いた．被験者は全例男性であり，平均年齢 20.9 ± 0.9 歳，平均身長 170.4 ± 7.2 cm，平均体重 60.4 ± 6.4 kg であった．実験に先立ち，全ての被験者から署名にて同意を得た．なお，本研究は北海道医療大学倫理審査委員会の承認の下に実施した(承認番号：18R077070)．

II-2 運動学，運動力学データの計測

歩行時の身体各部位の位置データの計測には，三次元動作解析装置(MAC-3D system, Motion Analysis 社, CA, USA)を用いた．反射マーカは Helen Hayes Marker Set⁶⁸⁾に従って被験者の前頭部，頭頂部，後頭部，両側肩峰，右側肩甲骨後面，両側上腕骨外側上顆，両側手関節背側部(橈骨-尺骨茎状突起の中間点)，両側上前腸骨棘，仙骨部，両側大腿前面，両側大腿骨外側上顆，両側大腿骨内側上顆，両側下腿前面，両側外果，両側内果，両側第二中足骨頭，両側踵骨後面に貼付した．反射マーカの貼付には両面テープとサージカルテープを用いた．三次元動作解析装置による計測はサンプリング周波数 100Hz で行った．同時に運動力学データを計測するために床反力計(AMTI 社, MA, USA)を 3 台用いた．床反力計は歩行進行方向に対して平行に 3 枚並べて配置し，サンプリング周波数 1,000Hz で計測を行った．

II-3 音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御方法

本研究における実験課題は歩行時の膝関節矢状面動態を制御して，膝 OA 症例の歩行を模倣することである．膝関節矢状面動態の制御には膝関節角度のリアルタイムバイオフィ

ードバックを利用した。膝関節角度のリアルタイムバイオフィードバックにはフレキシブルゴニオメーター(SG150, Biometrics 社, Newport, UK)とフィードバックログ(PTS-2050, 株式会社 DKH, 東京, 日本)を用いた。本フィードバックシステムはフィードバックログの閾値角度を設定することで、フレキシブルゴニオメーターにより計測された角度が閾値角度に達した瞬間に音信号を発生させることができる。これにより関節角度をリアルタイムでフィードバックすることが可能となる。また、閾値角度を2つ設定することでフレキシブルゴニオメーターにより計測された角度が2つの閾値角度の範囲内であれば音信号が生じ、2つの閾値角度の範囲外となれば音信号が停止するように設定することも可能である。

本研究では初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE を制御することが必要である。そこで、フィードバックログの閾値角度は1つ目を初期接地膝関節屈曲角度、2つ目を立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値となるように設定し、膝関節角度が2つの閾値角度の範囲内であれば音信号が生じるようにした。KFE は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値から初期接地膝関節屈曲角度を減じた値であるため、被験者が歩行立脚初期を音信号が生じたまま歩くことができれば、初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE は閾値角度の範囲内に制御されることになる。

本研究ではフレキシブルゴニオメーターを右側大腿外側(大転子-外側上顆を結んだ線上)と右側下腿外側(腓骨頭-外果を結んだ線上)に両面テープとサージカルテープを用いて装着した。さらにフィードバックログを被験者の腰部にセラバンドを用いて固定し、歩行時の右膝関節角度をフィードバックするようにした(図3)。

II-4 実験手順

本研究において被験者は通常歩行と3つの膝関節動態を制御した歩行(以下制御歩行)を実施した。制御歩行の詳細は以下の通りである。

1) Less flexion 条件(以下 LF)

LF 条件は通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度が変化せず、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が減少するため KFE が減少する歩行と定義した(図4)。

2) Initial flexion 条件(以下 IF)

IF 条件は通常歩行と比較して立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値に変化はなく、初期接地膝関節屈曲角度が増加するため KFE が減少する歩行と定義した(図5)。

3) Flexion gait 条件(以下 FG)

FG 条件は通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度が増加するが、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値も増加するため KFE は減少しない歩行と定義した(図 6).

LF 条件, IF 条件は先行研究を参考に KFE が通常歩行よりも 32%減少するように閾値角度を設定した^{40, 46, 48, 49, 51-53, 69}. FG 条件の初期接地膝関節屈曲角度の閾値設定は IF 条件と同量の値とし、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の閾値設定は KFE が通常歩行よりも減少しないように設定した.

歩行課題の計測の前に三次元動作解析装置とフレキシブルゴニオメーターの膝関節角度の計測誤差を補正した. フレキシブルゴニオメーターの計測値を用いて膝関節角度(0° から屈曲 40° まで 5° 刻みの肢位)を定め、その際の膝関節角度を三次元動作解析装置で計測した. 表計算ソフト Excel(Microsoft 社, WA, USA)を用いて三次元動作解析装置による計測値を X 軸, フレキシブルゴニオメーターによる計測値を Y 軸にプロットし、回帰直線を算出することで、三次元動作解析装置の計測値をフレキシブルゴニオメーターの計測値へと変換する変換式を求めた. 閾値設定の際には、三次元動作解析装置の計測値を変換式に代入してフレキシブルゴニオメーターの計測値へと変換し、閾値角度を設定した. 各制御歩行条件の閾値設定の詳細を図 7 に示した.

三次元動作解析装置とフレキシブルゴニオメーターの計測誤差を補正した後に、歩行課題の計測を行った. 初めに通常歩行の計測、データの解析を行った. 通常歩行の計測は 3 試行のデータが得られるまで繰り返し行った. 得られた通常歩行時の膝関節矢状面動態の値から、各制御歩行条件における閾値角度を設定し、その後制御歩行条件の計測を行った. 各制御歩行条件の計測前に、被験者は膝関節角度の音信号フィードバックにより歩行時の膝関節矢状面動態を制御する練習を行った. 歩行練習は各制御歩行条件で少なくとも 15 分実施し、練習時には 1 名の理学療法士が被験者の膝関節動態を観察し、正確な膝関節矢状面動態制御を獲得するための指導を行った.

歩行練習終了後に各制御歩行条件の計測を行なった. 各制御歩行条件の計測はそれぞれ 3 試行のデータが得られるまで繰り返し行った. 被験者には床反力計への接地を意識せず、音信号フィードバックを基に膝関節矢状面動態を制御しながら、前方の一点を注視したまま歩くように指示した. 制御歩行条件において検者はフィードバックログの発する音信号を基に、被験者の示した膝関節矢状面動態制御が正確であったか否かの判定を毎試行につき行った. 床反力計への接地が適切になされており、かつ検者の被験者が示した膝関節矢状面

動態制御が正確であったという判定により 1 試行のデータが得られたとした。3 つの制御歩行条件の計測順序はランダム化して実施した。各条件で歩行速度は $1.0 \pm 0.05 \text{m/sec}$ に規定した。歩行速度の規定は床反力計の両端に基準点を設け、基準点の通過時間をストップウォッチで計測し、被験者に通過時間をフィードバックすることで実施した。

II-5 データ解析

II-5-1) 膝関節矢状面動態

運動学、運動力学データの解析には動作解析ソフト Visual 3D (C-motion 社, MD, USA) を用いた。全例で右下肢のデータを解析に用い、運動学データには 6Hz の Butterworth filter 処理を行った。膝関節矢状面動態は初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値を同定し、さらに KFE を算出して解析に用いた。KFE は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値から初期接地膝関節屈曲角度を減じた値とした(図 8)。初期接地は VGRF の大きさが 20N を超えた時点とした。

II-5-2) 膝関節矢状面動態制御の正確度

本フィードバックシステムを用いた膝関節矢状面動態制御の正確度を検討するために、各制御歩行条件で設定した膝関節矢状面動態変数の値と実際に計測された膝関節矢状面動態変数の値との誤差を二乗平均平方根誤差(Root Mean Square Error : 以下 RMSE)により算出した。RMSE の値が小さいほど、各制御歩行条件で設定した膝関節矢状面動態変数の値と実際に被験者が制御した膝関節矢状面動態変数の値との誤差が少なく、被験者は正確に膝関節矢状面動態を制御できていたことを示す。RMSE の算出には各制御歩行条件で設定した膝関節矢状面動態変数の値と実際に各制御歩行条件で計測された膝関節矢状面動態変数の 3 試行の値を用いた。RMSE の計算式は Appendix A に示した。

II-5-3) 膝関節矢状面動態制御の再現性

本フィードバックシステムを用いた膝関節矢状面動態制御の再現性を検討するために、歩行立脚初期における膝関節角度変化の Coefficient of Multiple Correlation(以下 CMC)を算出した。CMC は複数の波形の一致度を評価する指標であり、CMC が 1 に近いほど、波形の一致度が高く、CMC が 0 に近いほど、波形の一致度が低いことを意味する⁵⁾。本研究においては CMC が 1 に近いほど、各条件における 3 試行のデータの再現性が高く、制御歩行条件

では被験者が膝関節矢状面動態を高い再現性の下に制御できていたことを示す。CMC の算出には立脚初期を 100%に標準化した立脚初期膝関節角度変化の 3 試行の値を用いた。CMC は各条件で算出し、CMC の評価基準は先行研究を参考に 0.65 以上で Moderate, 0.75 以上で Good, 0.85 以上で Very Good, 0.95 以上で Excellent とした⁷⁰⁾。CMC の計算式は Appendix B に示した。

また、各条件における膝関節矢状面動態変数の再現性を検討するために、標準誤差 (Standard Error of Measurement : 以下 SEM)を算出した。SEM は複数回計測した値の再現性を示す指標であり、本研究では SEM の値が小さい程、各条件で 3 試行計測された初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE の再現性が高いことを示す。SEM の算出には各条件で計測された膝関節矢状面動態変数の 3 試行の値を用いた。SEM の計算式は Appendix C に示した。

II-5-4) 膝関節負荷

本研究では膝関節負荷の指標として KFM と VGRF を用いた。KFM は逆動力学を用いて算出し、各被験者の身長と体重で標準化した。KFM は立脚期前半のピーク値を KFM ピーク値として同定し、さらに KFM 積分値を初期接地から KFM ピーク値までの範囲で KFM を積分した値として算出した(図 9)。VGRF は歩行時の衝撃負荷の指標であり、VGRF の値は各被験者の体重で標準化した。立脚期前半のピーク値を VGRF ピーク値として同定し、さらに VGRF を一次微分した値の最大値を Loading Rate 最大値として算出した⁴⁾(図 10)。

II-6 統計学的検定

統計学的検定は統計検定ソフトウェア R(Version 2.8.1, R Foundation, Vienna, Austria)を用いて行い、各条件 3 試行の平均値を解析に用いた。Shapiro-Wilk 検定によりデータの正規性を確認した後に、正規分布に従うデータには一元配置反復測定分散分析を行い、正規分布に従わないデータには Friedman 検定を行った。事後検定には Bonferroni 法を用い、有意水準は 0.05 とした。

III. 結果

III-1 歩行速度、膝関節矢状面動態

各条件における歩行速度と膝関節矢状面動態の値を表 1 に示した。図 11 に各条件の立脚期における膝関節角度変化を示した。歩行速度は各条件で有意な変化を認めなかった。膝関節矢状面動態に関して、LF 条件、IF 条件ではともに通常歩行と比較して KFE が有意に減少した($p < 0.05$)。LF 条件では通常歩行と比較して立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値は有意に減少したが($p < 0.05$)、初期接地膝関節屈曲角度には有意な変化を認めなかった。IF 条件では通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度は有意に増加したが($p < 0.05$)、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値に有意な変化を認めなかった。FG 条件では初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE の全てが他の条件と比較して有意に増加していた($p < 0.05$)。

III-2 膝関節矢状面動態制御の正確度

表 2 に各制御歩行条件における膝関節矢状面動態制御の正確度を RMSE の値で示した。LF 条件、IF 条件においては全ての膝関節矢状面動態変数で RMSE は 2° 以下であった。

FG 条件においては初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE の RMSE はそれぞれ 3.2° 、 11.6° 、 8.9° であった。特に立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の RSME で大きい値を示した。

III-3 膝関節矢状面動態制御の再現性

表 3 に各条件における立脚初期膝関節矢状面動態の再現性を CMC の値で示した。通常歩行における CMC は Excellent と高い再現性を認めた。LF 条件、FG 条件における CMC は Very Good に達しており、IF 条件における CMC は Good に達していた。通常歩行と比較すると各制御歩行条件における CMC は減少する結果であったが、CMC は Good 以上を維持していた。

表 4 に各条件における膝関節矢状面動態変数の再現性を SEM の値で示した。通常歩行、LF 条件、IF 条件における膝関節矢状面動態変数の SEM は最大でそれぞれ 1.4° 、 1.0° 、 1.3° であった。FG 条件においては初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE の SEM はそれぞれ 1.7° 、 3.2° 、 3.1° であった。FG 条件では他の条件と比較して全ての変数で SEM が大きい値を示した。

III-4 膝関節負荷

各条件の膝関節負荷の値を表 5 に示した。図 12 に立脚期の各条件における VGRF, KFM の変化を示した。通常歩行と比較して LF 条件, IF 条件では VGRF ピーク値が有意に減少した($p < 0.05$)。FG 条件では通常歩行と比較して, VGRF ピーク値は増加傾向にあったが有意な変化を認めなかった。LF 条件, IF 条件と比較すると, FG 条件の VGRF ピーク値には有意な増加を認めた($p < 0.05$)。各条件で Loading Rate 最大値に有意な変化は認めなかった。

KFM ピーク値は通常歩行と比較して LF 条件で有意な減少を示し($p < 0.05$)、FG 条件で有意な増加を示した($p < 0.05$)。IF 条件では KFM ピーク値に有意な変化を認めなかった。KFM 積分値は通常歩行と比較して FG 条件, IF 条件で有意な増加を示した($p < 0.05$)。LF 条件では KFM 積分値に有意な変化を認めなかった。

IV. 考察

IV-1 研究仮説に対する結果

これまで膝 OA 症例が示す歩行時膝関節矢状面動態変化と膝関節負荷の関係を検討した先行研究はいくつか存在する^{54, 56, 57)}。しかし、立脚初期全体における膝関節矢状面動態の変化に着目した先行研究は渉猟し得た限り存在しない。そこで本研究では立脚初期膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を検討した。初めに立てた仮説の通り、立脚初期における膝関節屈曲角度の増加は KFM を増加させるという結果が得られた。また衝撃負荷に関しても、KFE が減少した歩行では衝撃負荷の減少を認めており、仮説と一致した結果が得られた。

IV-2 膝関節矢状面動態制御の正確度、再現性

本研究では健常成人が膝関節角度の音信号フィードバックを基に膝関節矢状面動態を制御し、膝 OA 症例の歩行を模倣した。各制御歩行条件における膝関節矢状面動態は通常歩行と比較して有意な変化を示しており、設定した膝関節矢状面動態の順守がなされていた。また、膝関節矢状面動態制御の正確度を RMSE により評価した結果、LF 条件、IF 条件における RMSE は 2° 以下であり、一定の正確度の下で膝関節矢状面動態制御が行われていたと考えられる。しかし、FG 条件における RMSE は LF 条件、IF 条件と比較すると大きい値であり、最大で 11.6° であった。この RMSE の増加は FG 条件において KFE を通常歩行と比較して減少させないために、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が十分に増加したことを反映した結果である。FG 条件の定義において重要なのは立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が増加することで、KFE が通常歩行と比較して減少しないことである。RMSE を算出するためには基準となる値を設定する必要があったため、FG 条件における RMSE 算出の際には KFE の基準値を通常歩行と同量とし、それを基に立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の基準値を設定した。そのため、本研究における FG 条件の RMSE は大きくなったが、これは FG 条件の膝関節矢状面動態制御において許容できることと考えられた。したがって、各制御歩行とも膝関節矢状面動態の制御が正確に行えていたと考えられる。

各制御歩行条件における膝関節矢状面動態制御の再現性を CMC により評価した結果、CMC は Good 以上であり、一定の再現性が得られていた。しかし、通常歩行と比較すると各制御歩行条件の CMC は減少する結果であり、これは本フィードバックシステムによる膝関節角度のフィードバック方法に起因して生じたと考えられる。本フィードバックシステ

ムでは 2 つの閾値角度を設定することで、立脚初期の膝関節矢状面動態が一定の範囲内となるように角度を規定し、膝関節矢状面動態の制御を行った。そのため、2 つの閾値角度に規定された範囲の中で膝関節矢状面動態は変動する可能性があり、膝関節矢状面動態の値にはばらつきが生じる。その結果、通常歩行と比較して制御歩行条件の CMC は減少したと考えられた。また、CMC を算出する際に用いた膝関節角度変化波形の大きさは CMC の値に影響し、波形が大きいと CMC の値は大きくなりやすく、波形が小さいと CMC の値は小さくなりやすい⁷¹⁾。本研究では CMC の算出に立脚初期の膝関節角度変化波形を用いており、通常歩行や FG 条件と比較すると LF 条件、IF 条件では KFE が減少しているため、CMC の算出に用いられる角度変化波形は小さくなっている。このことも LF 条件、IF 条件における CMC が通常歩行に比べて減少した原因の一つとして考えられる。

SEM を用いて各条件で計測された膝関節矢状面動態変数の再現性を評価した結果、通常歩行、LF 条件、IF 条件の SEM はそれぞれ最大で 1.4° 、 1.0° 、 1.3° であった。通常歩行と比較して LF 条件、IF 条件の SEM に大きな差異は認められないため、LF 条件、IF 条件では膝関節矢状面動態変数を一定の再現性の下に制御できていたと考えられる。FG 条件の膝関節矢状面動態変数の SEM は最大で 3.2° であり、他の条件と比較して大きな値を示した。FG 条件の閾値角度の設定では KFE を減少させていないため、2 つの閾値角度の範囲は広く、膝関節矢状面動態変数の一定のばらつきは許容されると考えられる。そのため、他の条件と比較した SEM の増加は FG 条件の膝関節矢状面動態制御において許容できることと考えられた。したがって、各制御歩行条件とも膝関節矢状面動態変数の制御は一定の再現性で行われていたと考えられる。

IV-3 健常成人を対象とした歩行シミュレーション研究の妥当性

本研究では健常成人に膝 OA 症例が示す歩行を模倣させ、その際の膝関節負荷を分析した。全ての条件で歩行速度は 1.0 ± 0.05 m/sec となるように規定しており、各条件の歩行速度に有意な変化は認めなかった。そのため、本研究で得られた膝関節負荷の変化に歩行速度の影響はなく、膝関節動態の変化によるものであると考えられる。膝 OA 症例は健常成人と異なり筋力低下、膝関節可動域制限や膝関節痛といった身体機能不全を有し、これらの身体機能不全は膝関節動態を変化させる。例えば、膝関節伸展制限は歩行時の膝関節屈曲角度を増加させ⁵³⁾、大腿四頭筋の筋力低下や膝関節不安定性は KFE を減少させる⁴⁶⁾。本研究対象は健常成人であるが各制御歩行条件の立脚初期膝関節矢状面動態は、先行研究で膝 OA 症

例が示すとされた動態と同様の変化を示していた^{40, 49, 54)}。したがって、本研究結果から得られた知見は膝 OA 症例が示す膝関節動態の変化が膝関節負荷に与える影響を理解する一助となると考える。

IV-4 膝関節矢状面動態の変化が床反力鉛直成分に及ぼす影響

VGRF は、身体質量とその鉛直加速度の積として定義される。静止立位姿勢において、VGRF は身体質量に重力加速度を乗じた値である体重に一致する。静止立位姿勢から身体重心が上下方向に移動すると、VGRF の値は体重のレベルから身体重心移動に伴う鉛直加速度分を増減した分だけ変化する。歩行動作において、身体重心の速度に変化を与えるのは外力である重力と床反力のみなので、VGRF の変化は歩行動作における身体重心の上下移動の制御を反映していることになる。一般に、歩行動作における VGRF は立脚初期と立脚後期にピークとなる 2 峰性の波形を示す。第 1 のピークとなる立脚初期では、初期接地後に下降する身体重心の動きを減速し、そこから身体重心を上昇する動きを加速させるために、VGRF は体重を上回る値になる。その後、身体重心を上昇させる動きを減速させるため VGRF の値は身体重心が最高点となる立脚中期において体重を下回る。第 2 のピークである立脚後期では、再び下降した身体重心の動きを減速し、身体重心を上昇させる動きを加速させるために VGRF は体重を上回る(図 13)。以上のことを踏まえて、KFE を減少させた制御歩行条件で VGRF ピーク値が有意に減少した理由を考察する。本研究において、膝関節への衝撃負荷の指標としたのは立脚初期の VGRF 第 1 ピークにあたる。今回、VGRF の第 1 ピーク値の減少を示した歩行条件である IF, LF 条件は、いずれもこの時期に KFE を減少させた歩行である。立脚期における膝関節運動は身体重心の上下移動に寄与することから、VGRF 第 1 ピーク値の減少は KFE 減少により身体重心の上下移動の制御が変化したことが考えられる。すなわち、立脚初期に KFE を減少することで身体重心の上下移動が抑えられるため、上下移動の減速・加速に必要な上向きの加速度が減少し、VGRF 第 1 ピーク値の減少につながったものと推察された。KFE と VGRF に関する先行研究では、膝 OA 症例や前十字靭帯再建術後症例において KFE 増加は VGRF 増加に関与していたと報告されている^{57, 72)}。LF 条件、IF 条件における本研究結果はこれらの先行研究を支持している。

また、FG 条件では通常歩行と比較して VGRF ピーク値は増加傾向にあったものの、有意差はなかった。しかし、LF 条件、IF 条件と比較すると VGRF ピーク値の増加を認めて

いる。これは、LF 条件や IF 条件に比べると FG 条件では KFE 増加により、身体重心の上下移動の減速・加速に大きな上向きの加速度が必要なことから、VGRF 第 1 ピーク値が増加したものと考えられる。

VGRF は歩行時に下肢関節全体に生じる衝撃負荷を反映していることを考えると、これらの結果は KFE の増減により膝関節負荷に影響することを示唆している。Seeley ら⁷³⁾は健康成人に実験的に膝関節痛を生じさせると VGRF ピーク値を減少させた歩行を示すと報告した。これは VGRF ピーク値を減少させることで衝撃負荷を減少させ、膝関節痛を軽減させたためと考えられる。したがって、膝 OA 症例が示す KFE 減少歩行は歩行時の VGRF を軽減し膝関節痛を回避するための戦略と考えられる。

IV-5 膝関節矢状面動態の変化が外部膝関節屈曲モーメントに及ぼす影響

KFM に関して、KFM ピーク値は立脚初期の膝関節矢状面動態変化により有意な変化を示した。通常歩行と比較して、LF 条件では KFM ピーク値の有意な減少を認め、IF 条件では KFM ピーク値に有意な変化はなく、FG 条件では KFM ピーク値の有意な増加を認めた。外部膝関節モーメントの大きさは主に床反力の大きさと膝関節中心から床反力ベクトルまでのモーメントアームの長さにより決定される⁷⁴⁾。膝関節屈曲角度が増加すると、矢状面上のモーメントアーム長は延長し、モーメントアーム長が延長した分、KFM は増加する。先行研究では立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値と KFM ピーク値は正の相関を示すと報告されており^{56,57)}、これらの先行研究と一致して、本研究においても KFM ピーク値の増減は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増減を伴って生じていた。LF 条件では通常歩行と比較して立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が減少しているのに加え、VGRF ピーク値も減少している。したがって、LF 条件の KFM ピーク値減少には床反力の大きさの減少とモーメントアーム長の短縮の両者が影響したと考えられる。IF 条件では通常歩行と比較して立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値に変化はなく、VGRF ピーク値は減少している。モーメントアーム長に変化はなくとも、床反力の大きさが減少すれば KFM ピーク値は減少することが考えられるが、IF 条件の KFM ピーク値は通常歩行と比較して有意な変化は示さなかった。このことは、KFM ピーク値に対しては床反力の変化よりもモーメントアーム長の変化の方が強い影響を与えることを示唆しているのかもしれない。FG 条件では通常歩行と比較して立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が増加し、VGRF ピーク値に変化はなかった。したがって、FG 条件における KFM ピーク値の増加には立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増加によるモー

ントアーム長の延長が関与したと考えられる。これらの結果は、KFM ピーク値の増加による膝関節負荷の増加は、主に立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増加によりもたらされることを示唆している。

KFM は膝関節負荷の指標の一つであり、KFM の増加は歩行時に膝関節内側コンパートメントに生じる圧縮力の増加に関与することが明らかとされている³⁷⁾。さらに KFM の増加は膝 OA 進行にも関与し、Chehab ら⁵⁹⁾は縦断研究の結果、KFM ピーク値が 1%増加すると、5 年後には脛骨内側における 0.15mm の関節軟骨摩耗を引き起こすと報告した。したがって KFM ピーク値の増加は膝 OA 進行リスクの一つであり、KFM ピーク値の増加を引き起こす立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増加は、理学療法において改善すべき重要な異常膝関節動態であると考えられる。

立脚初期の膝関節矢状面動態変化は KFM ピーク値のみならず、KFM 積分値にも影響しており、IF 条件、FG 条件において通常歩行と比較して KFM 積分値の有意な増加を認めた。KFM 積分値は KFM の大きさと持続時間を反映するため、KFM の増加または KFM 持続時間の延長により KFM 積分値は増加する。IF 条件では立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFM ピーク値に通常歩行と比較して有意な増加は認めなかった。そのため、IF 条件の KFM 積分値増加には KFM 持続時間の延長が関与したと考えられる。正常歩行において、初期接地の時点では床反力ベクトルは膝関節中心の前方を通過する。その後、荷重応答期にかけて膝関節が屈曲することで床反力ベクトルは膝関節中心の後方を通過する。これにより外部膝関節モーメントは立脚初期に伸展モーメントから屈曲モーメントに変化する。IF 条件の初期接地膝関節屈曲角度は通常歩行よりも増加しており、初期接地の膝関節がより屈曲位であると、床反力ベクトルはより早期に膝関節中心の後方を通過すると考えられる(図14)。このことは、IF 条件において KFM の早期発生をもたらし、KFM 持続時間の延長、KFM 積分値の増加を引き起こすと推察される。FG 条件では初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値は通常歩行と比較して有意に増加しており、KFM ピーク値も有意な増加を示していた。FG 条件において初期接地の膝関節はより屈曲位となっているため KFM は早期に発生したと考えられる。加えて立脚初期全体において膝関節屈曲角度が増加しているため、モーメントアーム長が延長することで KFM は増加する。したがって、FG 条件における KFM 積分値増加には KFM の増加、KFM 持続時間の延長の両者が関与したと考えられる。

関節モーメントの積分値に関して、Creaby ら²⁾は膝 OA 症例における膝関節内側コンパー

トメントの関節軟骨退行性変化とKAMピーク値、KAM積分値との関係を検討した。その結果、KAMピーク値とKAM積分値はともに関節軟骨の退行性変化の程度に関係するが、KAM積分値の方がより強い関係性を有すると報告した。また、Thorpら⁷⁵⁾は膝OAの重症度によるKAMの変化に関して、初期膝OA症例と中期膝OA症例のKAMピーク値に有意な変化は認めないが、KAM積分値は中期膝OA症例で有意に増加していたと報告した。これらの先行研究は、外部膝関節モーメントの積分値はモーメントの大きさと持続時間を反映することで、外部膝関節モーメントのピーク値よりも有益な膝関節負荷の指標となり得ることを示している。本研究において、IF条件では通常歩行と比較してKFMピーク値の増加は認められないが、KFM積分値はわずかな増加量ではあるものの有意に増加していた。したがって、IF条件のような歩行ではKFM積分の増加が膝関節負荷の増加に関与する可能性が示唆される。

IV-6 KFE 減少に至る膝関節矢状面動態の差異が膝関節負荷に及ぼす影響

KFE減少に関して、膝OA症例が示すKFE減少歩行はKFMピーク値の減少を伴うと報告されている^{40,55)}。本研究では通常歩行と比較してKFE減少の2条件でVGRFピーク値は有意に減少した。しかし、KFMピーク値、KFM積分値に対する影響は、KFE減少に至る膝関節矢状面動態により異なる結果となった。LF条件では立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の減少が要因となり、通常歩行と比較してKFEは減少し、KFMピーク値は有意に減少した。IF条件では初期接地膝関節屈曲角度の増加が要因となり、通常歩行と比較してKFEは減少するものの、KFMピーク値に変化はなく、KFM積分値は有意に増加していた。つまり通常歩行と比較してLF条件では立脚初期の膝関節負荷は減少していたが、IF条件ではKFM積分値が増加したことで立脚初期の膝関節負荷は増加している可能性がある。この結果は、たとえKFEが減少しても立脚初期の膝関節屈曲角度が増加していれば、膝関節負荷が増加することを示唆している。

IV-7 各制御歩行条件と膝 OA の病態との関係

LF条件の膝関節動態において、初期接地の膝関節屈曲角度は通常歩行と比較して変化していなかった。Favreら⁴⁹⁾は無症候若年者群、無症候高齢者群、中等度膝OA群、重度膝OA群で1歩行周期における膝関節矢状面動態を比較しており、無症候高齢者群と中等度膝OA群の間に初期接地膝関節屈曲角度の有意差を認めなかったが、重度膝OA群では無症候高齢

者群，中等度膝OA群と比較して初期接地膝関節屈曲角度が有意に増加していたと報告している．このことは膝OA進行により初期接地膝関節屈曲角度が増加することを示しており，LF条件のように初期接地の膝関節屈曲角度が増加していない膝関節動態は，重症度が低い膝OA症例が示す動態であることが推察される．また，LF条件では衝撃負荷が減少していることを合わせて考えると，この膝関節動態は重症度が低い膝OA症例が膝関節負荷を軽減させて，疼痛を回避するために用いる動態であることが示唆される．

IF条件，FG条件ではともに初期接地膝関節屈曲角度が増加していることから，LF条件と比較すると膝OAがより進行し，膝関節伸展可動域制限や大腿四頭筋の筋力低下などといった膝関節機能不全の影響で，初期接地において膝関節を十分に伸展することが困難となった動態であると考えられる．しかし，IF条件とFG条件では初期接地以降の膝関節動態が異なり，通常歩行と比較してIF条件ではKFEが減少し，FG条件ではKFEが増加している．膝OA進行とともに，どのような膝関節機能の違いからKFEに差異が生じるようになるのか，本研究において言及することはできないが，IF条件とFG条件を比較すると，FG条件はIF条件より膝関節負荷が有意に増加していた．このことから，FG条件は最も膝OA進行リスクが高い動態であることが示唆される．今後は，このような立脚初期の膝関節動態変化による膝関節負荷の違いが実際の膝OA進行にどのように影響するかについて検証していくことが必要であろう．

V. 総括

V-1 研究のまとめ

本研究の目的は膝 OA 症例が示す歩行立脚初期の膝関節矢状面動態変化が膝関節負荷に及ぼす影響を解明することである。

歩行立脚初期に膝関節矢状面動態を変化させた際の膝関節負荷への影響として

- 1) KFE 減少により VGRF ピーク値は減少する。
- 2) 立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値の増加により KFM ピーク値は増加する。
- 3) 立脚初期膝関節屈曲角度の増加により KFM 積分値は増加する。

といった結果が得られた。これらの結果は歩行立脚初期において膝関節屈曲角度の増加が膝関節負荷の増加に関与することを示した。

V-2 研究の意義

本研究の意義は歩行立脚初期の膝関節屈曲角度増加が膝関節負荷の増加に関与することを明らかとした点である。先行研究では立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値が膝関節負荷に関与することを指摘している^{56, 57)}。本研究の結果、初期接地の膝関節屈曲角度も膝関節負荷に影響を及ぼすことが明らかとなったため、膝 OA 症例の歩行を分析する際には、初期接地を含む立脚初期全体における膝関節屈曲角度に着目する必要がある。

また、KFE 減少のみでは必ずしも膝関節負荷の軽減に繋がらないことを明らかとしたのも本研究の意義として重要な点であると考えられる。これまで歩行時の KFE 減少は膝関節負荷を減少させる代償戦略と考えられていた。そのため膝関節負荷を膝 OA に対する理学療法介入の治療成果とする場合、KFE 減少は異常膝関節動態ではあるものの積極的な介入対象とはならなかった。しかし、本研究ではたとえ KFE が減少していても、立脚初期の膝関節屈曲角度が増加していれば膝関節負荷は増加することが明らかとなった。そのため、KFE が減少していても立脚初期の膝関節屈曲角度が増加しているような膝関節動態は、積極的に介入をしていく必要があると考えられる。

これらの結果は膝関節矢状面動態の変化が膝関節負荷に与える影響を明確にし、膝 OA 症例に対する理学療法介入において新たな視点を与えるものとする。

V-3 研究限界

本研究にはいくつかの研究限界が存在する。一つ目は本研究が膝 OA 症例ではなく健康成人を対象としたことである。膝 OA 症例が示す歩行時の膝関節動態に着目した研究であるため、研究対象は膝 OA 症例とすることが理想的であったかもしれない。しかし、膝 OA 症例が膝関節負荷を軽減するために用いる代償戦略は膝関節矢状面動態と膝関節負荷に影響する交絡因子となり得る^{60,62}。膝関節動態と膝関節負荷は密接な関係を有しているため、膝 OA の有無によりその関係性は変化しないと仮定し、本研究では健康成人を対象とすることで交絡因子の影響を除外するように試みた。そのため、本研究により得られた結果は健康成人を対象としたものではあるが、歩行立脚初期の膝関節矢状面動態と膝関節負荷の関係性をより明確にできたと考えられる。

2つ目は本研究が矢状面上の膝関節動態、膝関節負荷に着目した検討であり、膝 OA の病態の全てを考慮した検討ではないことである。膝 OA 進行には矢状面上の異常膝関節負荷以外にも、前額面上の異常膝関節負荷、大腿四頭筋の筋力低下などといった要因が関与する^{17,41}。しかし、本研究ではこれらの点については検討していない。また、膝 OA 症例が示す膝関節矢状面動態の変化は、膝関節以外の他関節からの運動連鎖の影響を受けて生じている可能性がある。膝 OA 症例の立位姿勢では腰椎前弯の減少、脊柱前傾角度の増加が膝関節屈曲角度の増加と相関していたと報告されている^{76,77}。歩行時にも同様の関係性が生じるのであれば、他関節の動態が矢状面上の膝関節動態を変化させ、膝関節負荷に影響する可能性がある。本研究では他関節動態の影響は検討しておらず、健康成人が模倣した歩行が他関節の動態も含めて膝 OA 症例の歩行として適用でき、その病態を反映しているのかについて言及することは困難である。しかしながら、本研究結果からは、膝 OA 症例に示される膝関節矢状面動態変化が及ぼす膝関節負荷への影響について新たな知見を得ることができた。そのため、本研究は膝 OA 症例の病態の全てを反映したものではないものの、膝 OA の歩行に対してより深い理解を与える一助となると考える。

3つ目は歩行時に生体内で膝関節に生じる圧縮力を計測していないことである。膝関節に生じる圧縮力を生体内で直接計測することは困難であり、代替指標として外部膝関節モーメントなどを計測することが一般的である。本研究では代替指標として KFM と VGRF を用いており、筋骨格系モデルを用いて生体内で膝関節に生じる圧縮力を推定した検討においては、KFM と VGRF は膝関節に生じる圧縮力を予測する要素の一つとして報告されている^{37,78}。しかし、膝関節に生じる圧縮力の増減を KFM, VGRF の増減のみで説明することは

できず、膝関節に生じる圧縮力を指標とした場合にも、本研究で得られた結果と同様の結果が得られるのかは更なる検討が必要である。そのため、今後は筋骨格系モデルを用いた検討を行い、膝関節矢状面動態の変化が生体内で膝関節に生じる圧縮力にどのような影響を与えるかを明確にする必要がある。

最後に本研究で行われた膝関節矢状面動態制御の再現性が挙げられる。本研究において制御歩行条件における膝関節矢状面動態制御の再現性は通常歩行と比較すると低下していた。これは、本フィードバックシステムを利用して膝関節動態を特定の値に制御することが困難であり、ばらつきが生じたことに起因すると考えられる。しかし、各制御歩行条件では膝関節矢状面動態制御、膝関節矢状面動態変数の制御に一定の再現性が示されており、加えて各制御歩行条件の膝関節矢状面動態変数は通常歩行と比較して有意な変化を示している。したがって、通常歩行と比較した制御歩行条件における再現性の低下は、本研究結果に大きな影響を与えてはいないと考えられる。また、LF 条件、IF 条件の KFE 減少率は、初めに設定した 32%の減少率を超えてしまっていた。しかし、その減少率は先行研究で報告された膝 OA 症例が示す KFE 減少率の範囲内であった^{40, 46, 48, 49, 51-53, 69}。そのため、本研究で示された KFE 減少歩行が膝関節負荷に及ぼす影響の結果は、膝 OA 症例にも適応できるものと考えられる。

V-4 今後の展望、臨床への提言

本研究の結果、立脚初期における膝関節屈曲角度の増加が膝関節負荷の増加に関与することが明らかとなった。今後、本研究で得られた知見を臨床応用にまで発展させるためには、立脚初期の過度な膝関節屈曲を改善する理学療法介入を考案し、その効果を歩行時の膝関節負荷をアウトカムとした介入研究で検討する必要がある。また、膝OA症例を対象に考案した理学療法介入の有無によって膝OA進行の経過を長期的に追跡し、理学療法介入が膝OA進行予防に寄与するかを明らかにすることが必要である。これらの実証は膝OAに対する理学療法の科学的根拠の確立に繋がると考えられる。

また、本研究の結果から、KFEの増減はVGRFピーク値の増減に関与することが明らかとなった。外部膝関節モーメントは主に床反力の大きさとモーメントアーム長により規定されるため、KFE減少によりVGRFピーク値が減少すれば、前額面上の膝関節負荷の指標であるKAMも減少する可能性がある。KAMの増加は膝OA進行リスクの一つであるため⁴¹、歩行時の過度なKAMを減少させることは膝OA進行予防に寄与すると考えられる。し

かし、過度なKAMを改善する理学療法介入は未だ確立されておらず、膝OAに対する理学療法において重要な課題である。そのため、今後KFE減少によりKAMが減少することを実証することができれば、膝関節矢状面動態を変化させることで前額面上の膝関節負荷を改善するという新たな理学療法を展開し、膝OAに対する理学療法をより発展できると考える。

最後に臨床への提言について述べる。本研究では初期接地を含む立脚初期全体の膝関節屈曲角度の増加が膝関節負荷の増加に関与することを明らかにした。初期接地の時点とその後の膝関節屈曲運動が生じる時点とでは膝関節に求められる機能が異なり、初期接地の時点では安定して荷重をすることが求められ、その後の膝関節屈曲運動が生じる時点では衝撃を吸収することが求められる⁷⁹⁾。それぞれの時点で筋活動も異なり、初期接地ではハムストリングスと大腿四頭筋の筋収縮が膝関節の前後の安定性を供給するのに対し、その後の膝関節屈曲運動時には大腿四頭筋の遠心性収縮が膝関節の安定性を供給する⁷⁹⁾。したがって、立脚初期の膝関節矢状面動態、膝関節負荷に着目して理学療法介入を行う場合には、初期接地の時点とその後の膝関節屈曲運動が生じる時点のどちらに問題があるのかを評価し、それぞれに求められる膝関節機能、筋活動などを考慮しながら介入を行う必要がある。このことは膝OA症例に対する理学療法を行う上で、質の高い理学療法を提供することに繋がると考える。

謝辞

本研究を行うにあたり、研究の趣旨をご理解いただき、被験者として協力していただきました皆様に感謝申し上げます。また、実験補助をしていただきました、磯石侑希君、伊藤祐介君の協力に感謝申し上げます。皆様の協力なくして研究を遂行し、本論文を完成させることはできませんでした。

本研究を遂行し、論文を執筆するにあたり多くのご指導を賜りました指導教官である小島悟教授に謹んで感謝の意を表します。丁寧に、時に厳しく指導していただいたことを通じ、私自身の至らなさを実感することができたのは今後の糧になるものです。研究のみならず、医療職である理学療法士として、また人としてどのように生きるべきかを学ぶことができました。

医療者、理学療法士としてどのような姿勢であるべきかを指導していただいた医療法人社団 高橋整形外科クリニック院長 高橋貢先生に感謝申し上げます。

最後に私の大学院進学、研究活動を支えてくださった両親と妻 花枝に心から感謝いたします。

学位論文の基礎となる原著

本学位論文は以下に公表された原著論文を基に，研究背景，方法，結果，考察，総括，図表等の内容を追加して執筆されたものである．また，本学位論文には公表された原著論文の中に掲載されていないデータも含まれている．

- Hayato Kawaji, Satoru Kojima (2019). Effect of altered sagittal-plane knee kinematics on loading during the early stance phase of gait. *Gait Posture*, 74, 108-113.

DOI リンク: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.021>

参考文献

- (1) Neumann D A (2017). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 3rd Edition. MO: Mosby, 14-15.
- (2) Creaby M W, Wang Y, Bennell K L, Hinman R S, Metcalf B R, Bowles K A, Cicuttini F M (2010). Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 18(11), 1380-1385.
- (3) Neumann D A (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. MO: Mosby. [嶋田智明, 有馬慶美訳. 筋骨格系のキネシオロジー 原著第 2 版. 東京: 医歯薬出版株式会社, (2012). 721.].
- (4) Hunt M A, Hinman R S, Metcalf B R, Lim B W, Wrigley T V, Bowles K A, Kemp G, Bennell K L (2010). Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee*, 17(4), 296-302.
- (5) Kadaba M P, Ramakrishnan H K, Wootten M E, Gaine J, Gorton G, Cochran G V (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7(6), 849-860.
- (6) Kainz H, Graham D, Edwards J, Walsh H P J, Maine S, Boyd R N, Lloyd D G, Modenese L, Carty C P (2017). Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait Posture*, 54, 325-331.
- (7) 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 (2009). 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*, 27(5), 620-628.
- (8) 内閣府 (2019). 令和元年版高齢社会白書 1 高齢化の現状と将来像. [May, 7, 2020], <https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2019/html/zenbun/s1_1_1.html>.
- (9) 内閣府 (2019). 令和元年版高齢社会白書 2 健康・福祉. [May, 7, 2020], <https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2019/html/zenbun/s1_2_2.html>.
- (10) Nakamura K (2008). A "super-aged" society and the "locomotive syndrome". *J Orthop Sci*, 13(1), 1-2.
- (11) 村木重之 (2015). 【ロコモの視点を交えた変形性膝関節症】病態・疫学. *Loco Cure*, 1(2), 104-109.
- (12) 中村耕三 (2012). ロコモティブシンドローム(運動器症候群). *日本老年医学会雑誌*,

- 49(4), 393-401.
- (13) 渡邊裕之, 占部憲, 神谷健太郎, 濱崎伸明, 見井田和正, 須田久美, 辺土名隆, 藤田護, 相川淳, 糸満盛憲, 二見俊郎 (2007). 変形性膝関節症における Quality of Life (QOL) と身体特性との関係 —日本版膝関節症機能評価尺度 (JKOM) を用いた評価—. 理学療法学, 34(3), 67-73.
 - (14) Kraus V B, Blanco F J, Englund M, Karsdal M A, Lohmander L S (2015). Call for standardized definitions of osteoarthritis and risk stratification for clinical trials and clinical use. *Osteoarthritis Cartilage*, 23(8), 1233-1241.
 - (15) 高原康弘, 井上一 (2002). 【炎症に伴う疼痛】変形性関節症と疼痛. 痛みと臨床, 2(1), 20-28.
 - (16) Omori G (2005). Epidemiology of knee osteoarthritis. *Acta medica et biologica* 53(1), 1-11.
 - (17) Felson D T, Lawrence R C, Dieppe P A, Hirsch R, Helmick C G, Jordan J M, Kington R S, Lane N E, Nevitt M C, Zhang Y, Sowers M, McAlindon T, Spector T D, Poole A R, Yanovski S Z, Ateshian G, Sharma L, Buckwalter J A, Brandt K D, Fries J F (2000). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med*, 133(8), 635-646.
 - (18) Sellam J, Berenbaum F (2010). The role of synovitis in pathophysiology and clinical symptoms of osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*, 6(11), 625-635.
 - (19) Felson D T (2013). Osteoarthritis as a disease of mechanics. *Osteoarthritis Cartilage*, 21(1), 10-15.
 - (20) 中村英一 (2017). 【ポイント解説 整形外科診断の基本知識】下肢疾患 変形性膝関節症の診断. *Monthly Book Orthopaedics*, 30(10), 209-217.
 - (21) 向井英一 (2006). ここまで知っておきたい痛みへのアプローチ 痛みの臨床的診断法 変形性膝関節症の臨床診断. 痛みと臨床, 6(4), 402-410.
 - (22) Kellgren J H, Lawrence J S (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*, 16(4), 494-502.
 - (23) 渡辺淳也, 和田佑一 (2012). 【変形性膝関節症をめぐる進歩】(Part3)変形性膝関節症の評価 変形性膝関節症の MRI 評価. *Bone Joint Nerve*, 2(1), 67-73.
 - (24) 羽田晋之介, 石島旨章, 金子晴香, 劉立足, 木下真由子, 有田均, 塩澤淳, アニユワルジャン・ユスプ, 青木孝子, 高澤祐治, 池田浩, 岡田保典, 金子和夫 (2016). 【先読み! 「早期変形性膝関節症」】(Part4)画像 MRI を用いた早期変形性膝関節症の病態解析. *Bone*

- Joint Nerve, 6(3), 549-555.
- (25) Andriacchi T P, Mundermann A (2006). The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 18(5), 514-518.
 - (26) Andriacchi T P, Koo S, Scanlan S F (2009). Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 91 Suppl 1(1), 95-101.
 - (27) Muraki S, Oka H, Akune T, Mabuchi A, En-yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H, Ishibashi H, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N (2009). Prevalence of radiographic knee osteoarthritis and its association with knee pain in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage*, 17(9), 1137-1143.
 - (28) Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P (1997). Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage*, 5(1), 39-47.
 - (29) Agneskirchner J D, Hurschler C, Wrann C D, Lobenhoffer P (2007). The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study. *Arthroscopy*, 23(8), 852-861.
 - (30) Foroughi N, Smith R M, Lange A K, Baker M K, Fiatarone Singh M A, Vanwanseele B (2010). Dynamic alignment and its association with knee adduction moment in medial knee osteoarthritis. *Knee*, 17(3), 210-216.
 - (31) Chang A H, Chmiel J S, Moio K C, Almagor O, Zhang Y, Cahue S, Sharma L (2013). Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 21(11), 1668-1673.
 - (32) Perry J, Burnfield J M (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd Ed. New Jersey: Slack Incorporated, 88.
 - (33) Kuroyanagi Y, Nagura T, Kiriya Y, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y (2012). A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis. *Knee*, 19(2), 130-134.
 - (34) Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, Genge R, Sharma L (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 50(12), 3897-3903.
 - (35) Fukutani N, Iijima H, Fukumoto T, Uritani D, Kaneda E, Ota K, Aoyama T, Tsuboyama T, Matsuda S (2016). Association of Varus Thrust With Pain and Stiffness and Activities of Daily

- Living in Patients With Medial Knee Osteoarthritis. *Phys Ther*, 96(2), 167-175.
- (36) Kutzner I, Trepczynski A, Heller M O, Bergmann G (2013). Knee adduction moment and medial contact force--facts about their correlation during gait. *PLoS One*, 8(12), 1-8.
- (37) Manal K, Gardinier E, Buchanan T S, Snyder-Mackler L (2015). A more informed evaluation of medial compartment loading: the combined use of the knee adduction and flexor moments. *Osteoarthritis Cartilage*, 23(7), 1107-1111.
- (38) Farrokhi S, Voycheck C A, Tashman S, Fitzgerald G K (2013). A biomechanical perspective on physical therapy management of knee osteoarthritis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(9), 600-619.
- (39) Hurwitz D E, Ryals A B, Case J P, Block J A, Andriacchi T P (2002). 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.
- (40) Rudolph K S, Schmitt L C, Lewek M D (2007). Age-related changes in strength, joint laxity, and walking patterns: are they related to knee osteoarthritis? *Phys Ther*, 87(11), 1422-1432.
- (41) Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 61(7), 617-622.
- (42) 橋本貴幸 (2020). 膝関節拘縮の評価と運動療法. 神奈川 : 運動と医学の出版社. 18.
- (43) da Silva H G, Cliquet Junior A, Zorzi A R, Batista de Miranda J (2012). Biomechanical changes in gait of subjects with medial knee osteoarthritis. *Acta Ortop Bras*, 20(3), 150-156.
- (44) Favre J, Erhart-Hledik J C, Chehab E F, Andriacchi T P (2016). Baseline ambulatory knee kinematics are associated with changes in cartilage thickness in osteoarthritic patients over 5 years. *J Biomech*, 49(9), 1859-1864.
- (45) Perry J (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. New Jersey: Slack Incorporated. [武田功, 弓岡光徳, 森彩子, 村田伸, 溝田勝彦監訳. ペリー 歩行分析 : 正常歩行と異常歩行. 東京 : 医歯薬出版株式会社, (2007), 58-62.]
- (46) Schmitt L C, Rudolph K S (2007). Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 57(6), 1018-1026.
- (47) Dixon S J, Hinman R S, Creaby M W, Kemp G, Crossley K M (2010). Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 62(1), 38-44.
- (48) Farrokhi S, Tashman S, Gil A B, Klatt B A, Fitzgerald G K (2012). Are the kinematics of the knee

- joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(4), 384-389.
- (49) Favre J, Erhart-Hledik J C, Andriacchi T P (2014). Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis Cartilage*, 22(3), 464-471.
- (50) Bytyqi D, Shabani B, Lustig S, Cheze L, Karahoda Gjurgjeala N, Neyret P (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment. *Int Orthop*, 38(6), 1191-1198.
- (51) Lewek M D, Rudolph K S, Snyder-Mackler L (2004). Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 12(9), 745-751.
- (52) Smith A J, Lloyd D G, Wood D J (2004). Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 22(2), 260-266.
- (53) Childs J D, Sparto P J, Fitzgerald G K, Bizzini M, Irrgang J J (2004). Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 44-49.
- (54) Heiden T L, Lloyd D G, Ackland T R (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(10), 833-841.
- (55) Lewek M D, Scholz J, Rudolph K S, Snyder-Mackler L (2006). Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 23(4), 505-511.
- (56) Baliunas A J, Hurwitz D E, Ryals A B, Karrar A, Case J P, Block J A, Andriacchi T P (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 10(7), 573-579.
- (57) Creaby M W, Hunt M A, Hinman R S, Bennell K L (2013). Sagittal plane joint loading is related to knee flexion in osteoarthritic gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(8), 916-920.
- (58) Radin E L, Parker H G, Pugh J W, Steinberg R S, Paul I L, Rose R M (1973). Response of joints to impact loading — III. *Journal of Biomechanics*, 6(1), 51-57.
- (59) Chehab E F, Favre J, Erhart-Hledik J C, Andriacchi T P (2014). Baseline knee adduction and

- flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 22(11), 1833-1839.
- (60) Mundermann A, Dyrby C O, Hurwitz D E, Sharma L, Andriacchi T P (2004). Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*, 50(4), 1172-1178.
- (61) Zeni J A, Jr., Higginson J S (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(4), 372-378.
- (62) Jenkyn T R, Hunt M A, Jones I C, Giffin J R, Birmingham T B (2008). 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.
- (63) Cook T M, Farrell K P, Carey I A, Gibbs J M, Wiger G E (1997). Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25(4), 236-244.
- (64) Takacs J, Hunt M A (2012). The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *J Biomech*, 45(16), 2791-2796.
- (65) Dunphy C, Casey S, Lomond A, Rutherford D (2016). Contralateral pelvic drop during gait increases knee adduction moments of asymptomatic individuals. *Hum Mov Sci*, 49, 27-35.
- (66) Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y (2008). Knee flexion contracture will lead to mechanical overload in both limbs: a simulation study using gait analysis. *Knee*, 15(6), 467-472.
- (67) Tate J J, Milner C E (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Phys Ther*, 90(8), 1123-1134.
- (68) Kadaba M P, Ramakrishnan H K, Wootten M E (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, 8(3), 383-392.
- (69) Manetta J, Franz L H, Moon C, Perell K L, Fang M (2002). Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture*, 16(3), 249-254.
- (70) Garofalo P, Cutti A G, Filippi M V, Cavazza S, Ferrari A, Cappello A, Davalli A (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Med Biol Eng Comput*, 47(5), 475-

486.

- (71) Roislien J, Skare O, Opheim A, Rennie L (2012). Evaluating the properties of the coefficient of multiple correlation (CMC) for kinematic gait data. *J Biomech*, 45(11), 2014-2018.
- (72) Luc-Harkey B A, Harkey M S, Stanley L E, Blackburn J T, Padua D A, Pietrosimone B (2016). Sagittal plane kinematics predict kinetics during walking gait in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 39, 9-13.
- (73) Seeley M K, Park J, King D, Hopkins J T (2013). A novel experimental knee-pain model affects perceived pain and movement biomechanics. *J Athl Train*, 48(3), 337-345.
- (74) Hunt M A, Birmingham T B, Giffin J R, Jenkyn T R (2006). 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.
- (75) Thorp L E, Sumner D R, Block J A, Moio K C, Shott S, Wimmer M A (2006). Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 54(12), 3842-3849.
- (76) Tauchi R, Imagama S, Muramoto A, Tsuboi M, Ishiguro N, Hasegawa Y (2015). Influence of spinal imbalance on knee osteoarthritis in community-living elderly adults. *Nagoya J Med Sci*, 77(3), 329-337.
- (77) Murata Y, Takahashi K, Yamagata M, Hanaoka E, Moriya H (2003). The knee-spine syndrome. Association between lumbar lordosis and extension of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 85(1), 95-99.
- (78) Wellsandt E, Khandha A, Manal K, Axe M J, Buchanan T S, Snyder-Mackler L (2017). Predictors of knee joint loading after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*, 35(3), 651-656.
- (79) Perry J (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. New Jersey: Slack Incorporated. [武田功, 弓岡光徳, 森彩子, 村田伸, 溝田勝彦監訳. ペリー 歩行分析: 正常歩行と異常歩行. 東京: 医歯薬出版株式会社, (2007), 58]
- (80) 江原義弘, 山本澄子 (1989). 力学的因子の分析. 臨床歩行分析懇談会 (編). 臨床歩行分析入門 (67). 東京: 医歯薬出版株式会社.
- (81) Tsushima H, Morris M E, McGinley J (2003). Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *J Jpn Phys Ther Assoc*, 6(1), 9-17.
- (82) Bland J M, Altman D G (1996). Measurement error. *BMJ*, 313(7059), 744.

表 1 : 歩行速度, 膝関節矢状面動態

	通常歩行 n = 13	LF n = 13	IF n = 13	FG n = 13
初期接地膝関節 屈曲角度(°)	4.0 ± 2.6 ^{‡,§}	4.1 ± 2.8 ^{‡,§}	7.9 ± 3.3 ^{*,†,§}	10.3 ± 4.2 ^{*,†,‡}
立脚初期膝関節 屈曲角度ピーク値(°)	14.9 ± 3.4 ^{†,§}	10.3 ± 3.4 ^{*,‡,§}	14.5 ± 3.8 ^{†,§}	29.7 ± 4.9 ^{*,†,‡}
KFE(°)	10.9 ± 1.6 ^{†,‡,§}	6.2 ± 1.7 ^{*,§}	6.7 ± 1.3 ^{*,§}	19.4 ± 3.9 ^{*,†,‡}
歩行速度(m/sec)	1.04 ± 0.03	1.03 ± 0.04	1.02 ± 0.02	1.02 ± 0.03

数値は被験者 13 名, 3 試行の平均値 ± 標準偏差

LF : Less flexion 条件, IF : Initial flexion 条件, FG : Flexion gait 条件, KFE : 膝関節屈曲運動量

* : 通常歩行と比較して有意差あり

† : LF条件と比較して有意差あり

‡ : IF条件と比較して有意差あり

§ : FG 条件と比較して有意差あり

表 2 : 膝関節矢状面動態制御の正確度

	LF	IF	FG
	n = 13	n = 13	n = 13
初期接地膝関節屈曲角度(°)	0.9 ± 0.5	1.1 ± 0.6	3.2 ± 2.1
RMSE 立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値(°)	1.6 ± 1.3	1.6 ± 0.5	11.6 ± 4.1
KFE(°)	1.5 ± 1.0	1.3 ± 0.6	8.9 ± 4.6

数値は被験者 13 名の平均値 ± 標準偏差

RMSE は各制御歩行条件で設定した初期接地膝関節屈曲角度，立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値，KFE の値と実際に計測された初期接地膝関節屈曲角度，立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値，KFE の 3 試行の値から算出した。

LF : Less flexion 条件，IF : Initial flexion 条件，FG : Flexion gait 条件，RMSE : 二乗平均平方根誤差，KFE : 膝関節屈曲運動量

表 3 : 膝関節矢状面動態制御の再現性

	通常歩行	LF	IF	FG
	n = 13	n = 13	n = 13	n = 13
CMC	0.97 ± 0.03	0.88 ± 0.16	0.84 ± 0.12	0.92 ± 0.07

数値は被験者 13 名の平均値 ± 標準偏差

CMC は各条件で計測された立脚初期膝関節角度変化の 3 試行の値から算出した.

LF : Less flexion 条件, IF : Initial flexion 条件, FG : Flexion gait 条件, CMC : Coefficient of Multiple Correlation

表 4 : 膝関節矢状面動態変数の再現性

	通常歩行	LF	IF	FG
	n = 13	n = 13	n = 13	n = 13
初期接地膝関節 屈曲角度(°)	0.7	0.8	1.0	1.7
SEM 立脚初期膝関節 屈曲角度ピーク値(°)	1.2	1.0	1.3	3.2
KFE(°)	1.4	0.8	1.0	3.1

SEM は各条件で計測された初期接地膝関節屈曲角度，立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値，KFE の 3 試行の値から算出した。

LF : Less flexion 条件，IF : Initial flexion 条件，FG : Flexion gait 条件，SEM : 標準誤差，KFE : 膝関節屈曲運動量

表 5 : 膝関節負荷

	通常歩行 n = 13	LF n = 13	IF n = 13	FG n = 13
VGRF ピーク値 (%BW)	104.9 ± 2.4 ^{†,‡}	100.0 ± 4.1 ^{*,§}	101.5 ± 3.6 ^{*,§}	111.1 ± 10.3 ^{†,‡}
Loading Rate 最大値 (%BW/sec)	1473.2 ± 245.0	1704.2 ± 394.9	1528.7 ± 247.6	1494.7 ± 263.7
KFM ピーク値 (%BW×Height)	3.0 ± 0.7 ^{†,§}	2.2 ± 0.7 ^{*,‡,§}	3.1 ± 0.7 ^{†,§}	6.1 ± 1.8 ^{*,†,‡}
KFM 積分値 (sec×%BW×Height)	0.2 ± 0.1 ^{†,§}	0.2 ± 0.1 ^{†,§}	0.3 ± 0.1 ^{*,†,§}	0.6 ± 0.2 ^{*,†,‡}

数値は被験者 13 名, 3 試行の平均値 ± 標準偏差

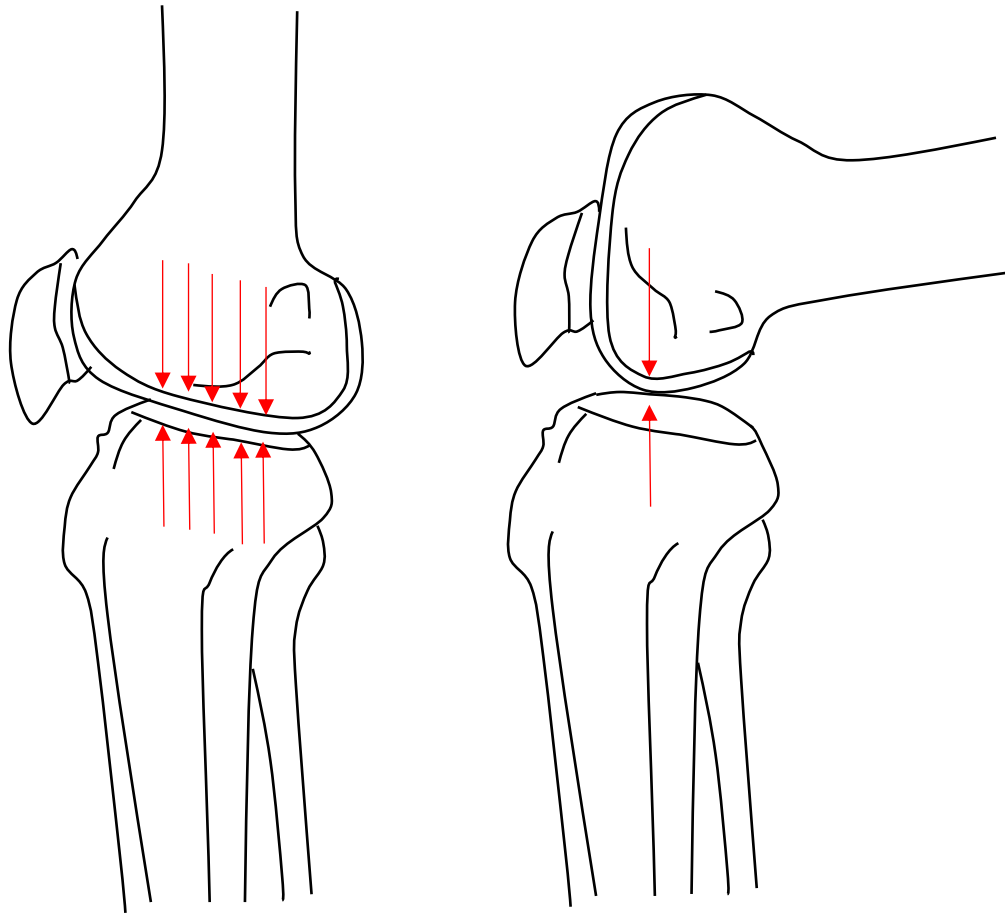
LF : Less flexion 条件, IF : Initial flexion 条件, FG : Flexion gait 条件, VGRF : 床反力鉛直成分, BW : 体重, KFM : 外部膝関節屈曲モーメント

* : 通常歩行と比較して有意差あり

† : LF条件と比較して有意差あり

‡ : IF条件と比較して有意差あり

§ : FG 条件と比較して有意差あり



膝関節伸展位

膝関節屈曲位

図1：膝関節角度変化による関節接触面積の変化(文献42)より引用，改変)

図は膝関節角度変化による関節接触面積，局所荷重への影響を示した．膝関節伸展位では関節接触面積が増加し，膝関節屈曲位では関節接触面積が減少する．これにより膝関節屈曲位では関節軟骨における局所的な荷重が増加する．赤矢印：荷重

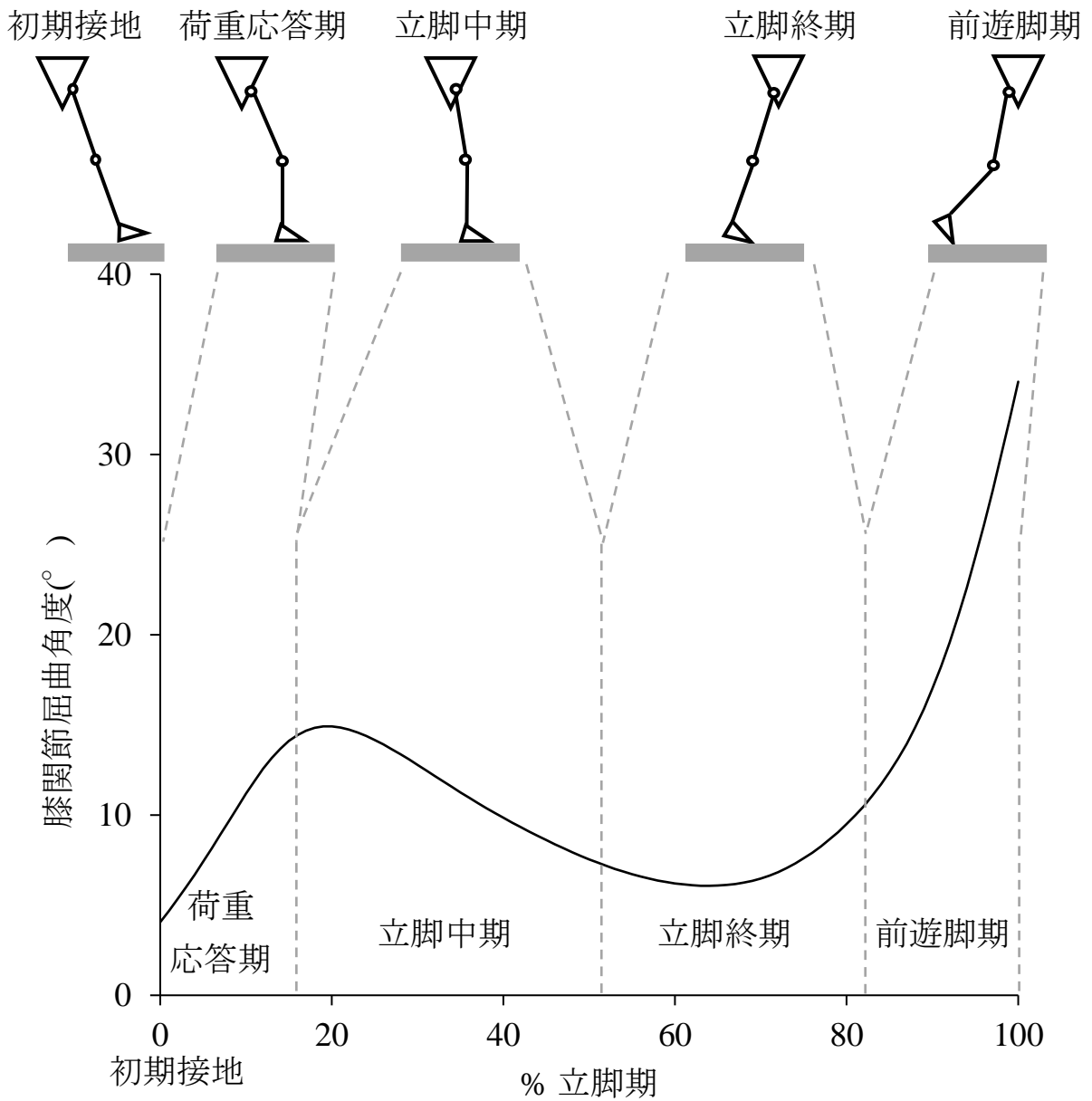


図2：正常歩行における立脚期膝関節矢状面動態

図は正常歩行における立脚期膝関節矢状面動態を示した。正常歩行において初期接地で膝関節は完全伸展位に近い肢位となる。その後、荷重応答期で膝関節には屈曲運動が生じる。立脚中期の前半で膝関節屈曲角度のピークとなり、その後膝関節には伸展運動が生じる。立脚終期で膝関節伸展角度はピークとなり、続く前遊脚期で膝関節には再度屈曲運動が生じ、遊脚期へと移行する。



図3：フィードバックシステム

図は本研究で用いたフレキシブルゴニオメーターとフィードバックログにより構成されるフィードバックシステムを示した。フレキシブルゴニオメーターは被験者の右側大腿外側，右側下腿外側に貼付し，フィードバックログは被験者の腰部に固定した。

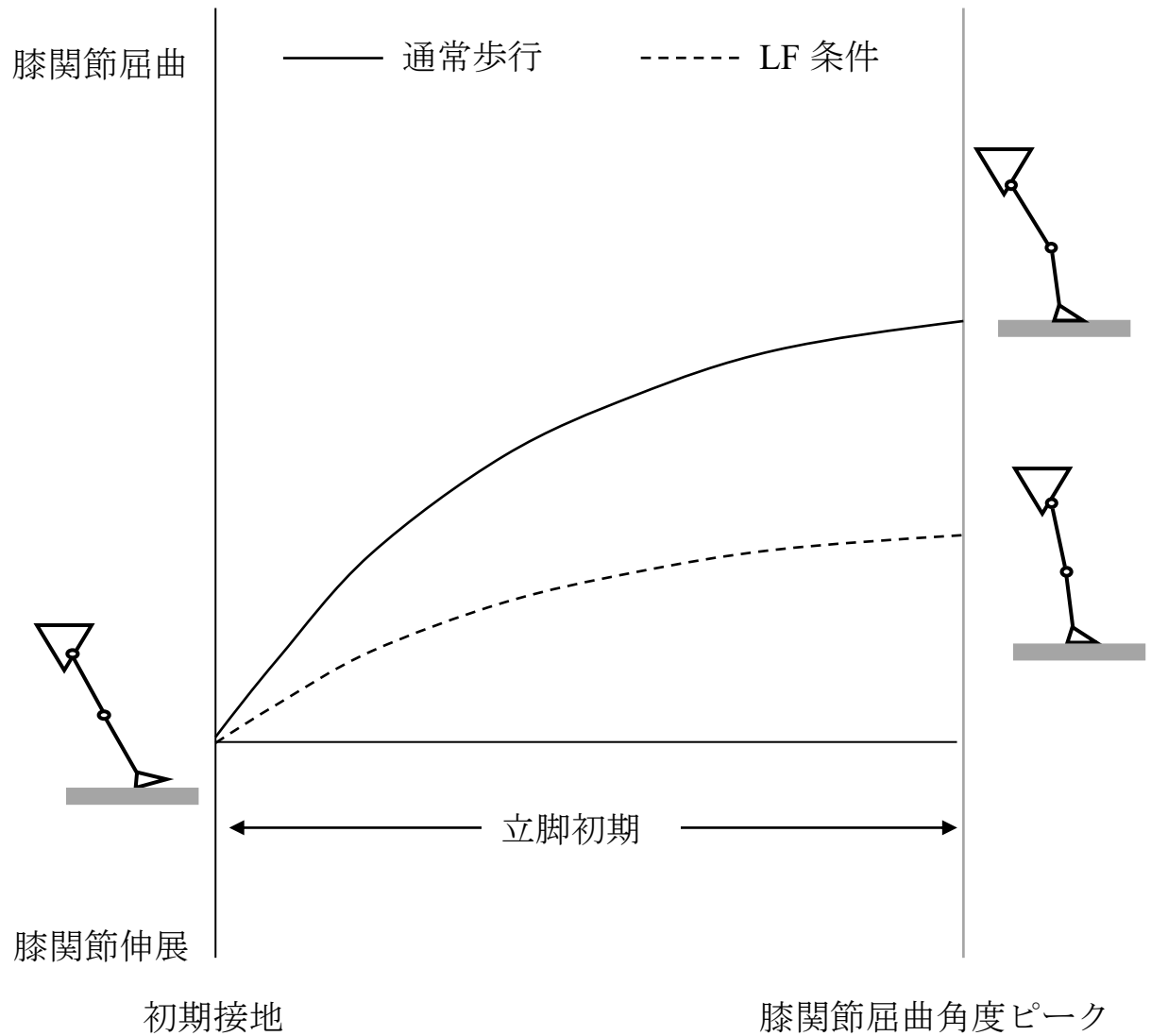


図4：LF条件における膝関節矢状面動態

図はLF条件における膝関節矢状面動態を示した。LF条件では通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度は変化せず、膝関節屈曲角度ピーク値が減少することでKFEが減少する。LF：Less flexion条件，KFE：膝関節屈曲運動量

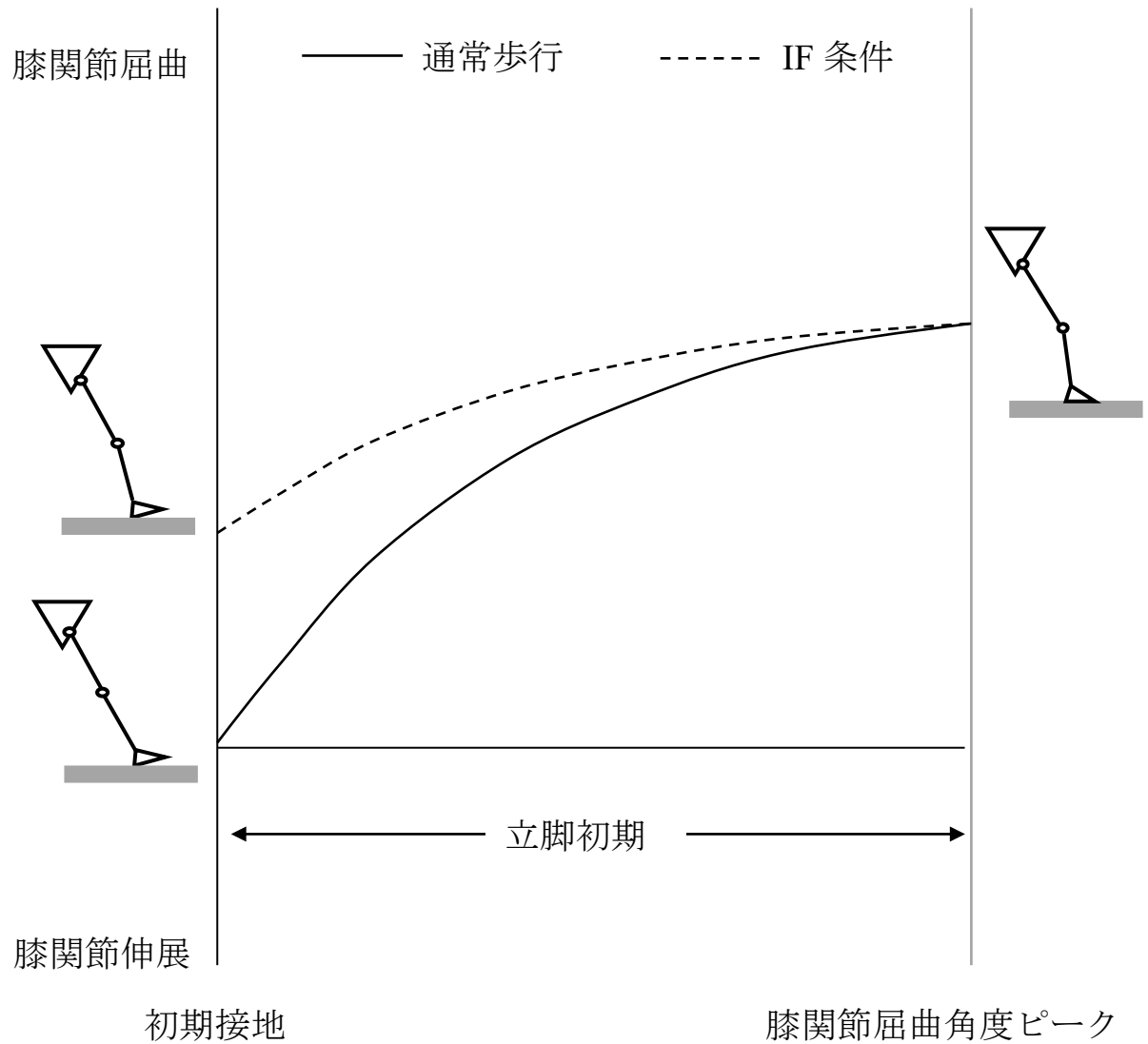


図 5 : IF 条件における膝関節矢状面動態

図は IF 条件における膝関節矢状面動態を示した。IF 条件では通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度が増加し、膝関節屈曲角度ピーク値は変化しないことで KFE が減少する。

IF : Initial flexion 条件, KFE : 膝関節屈曲運動量

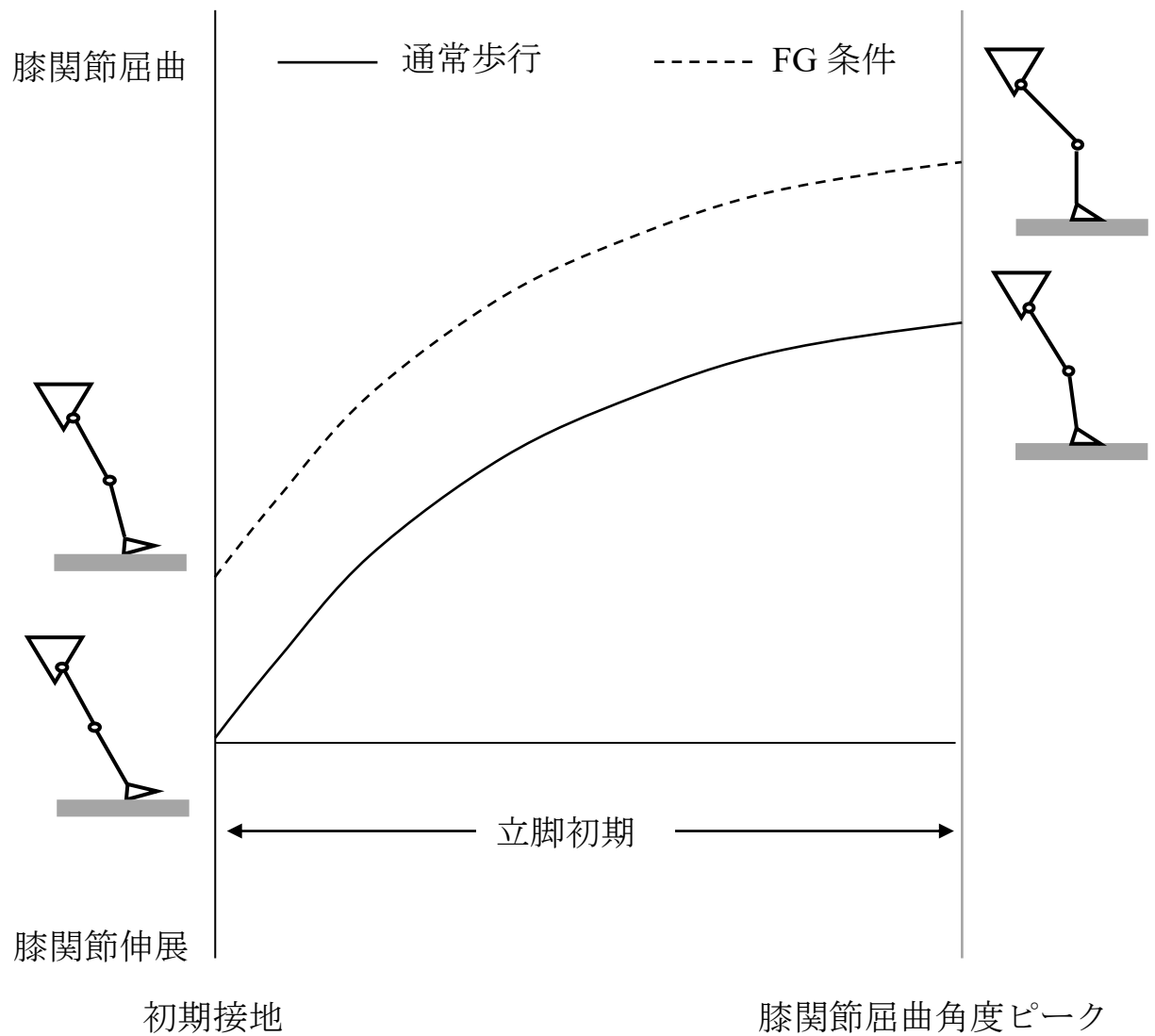


図6：FG条件における膝関節矢状面動態

図はFG条件における膝関節矢状面動態を示した。FG条件では通常歩行と比較して初期接地膝関節屈曲角度が増加し、膝関節屈曲角度ピーク値も増加することでKFEは減少しない。FG：Flexion gait条件，KFE：膝関節屈曲運動量

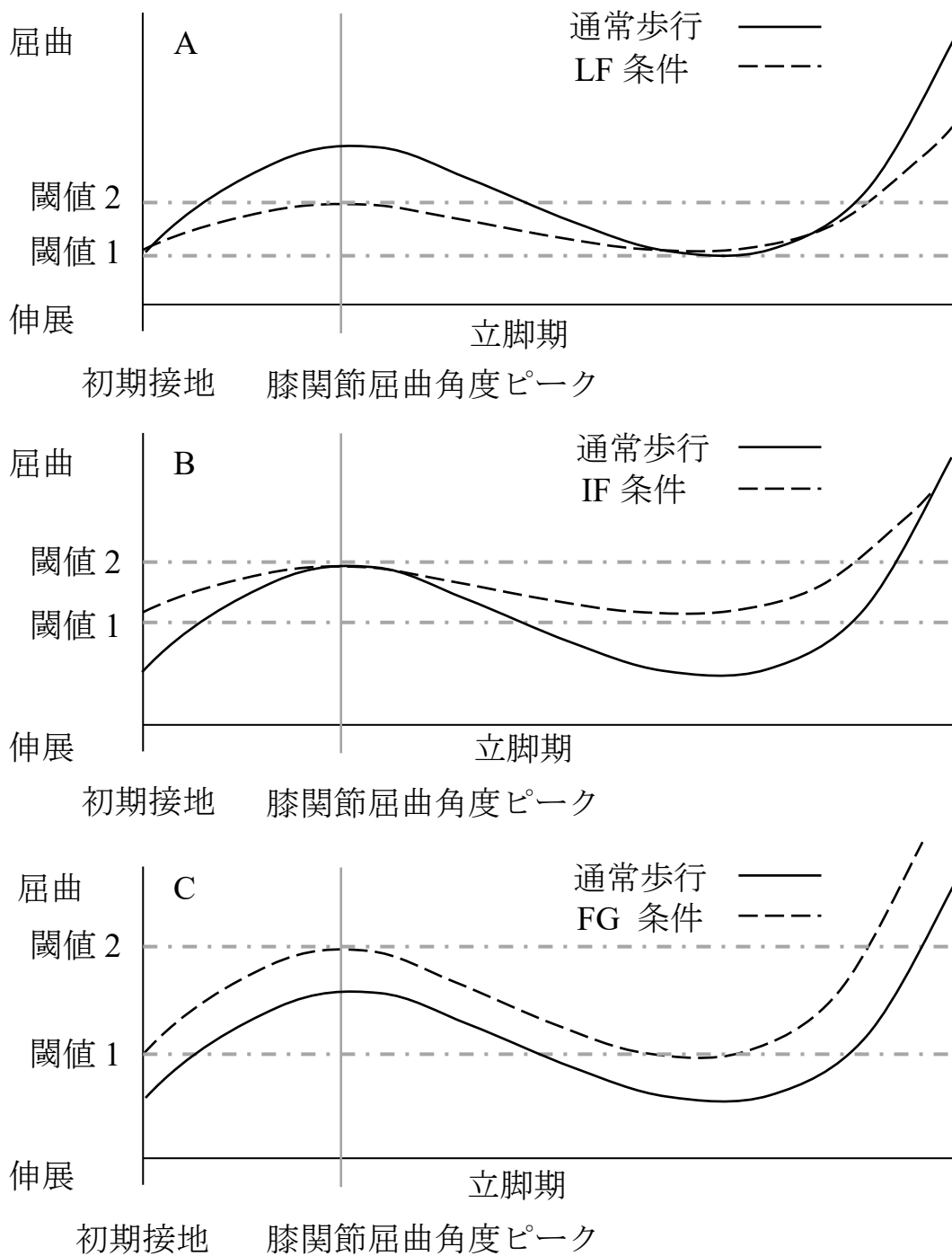


図7：閾値設定

図は各制御歩行条件における音信号フィードバックのための閾値設定を示した。閾値1は初期接地膝関節屈曲角度の値とし、閾値2は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値とした。

A : Less flexion 条件, B : Initial flexion 条件, C : Flexion gait 条件

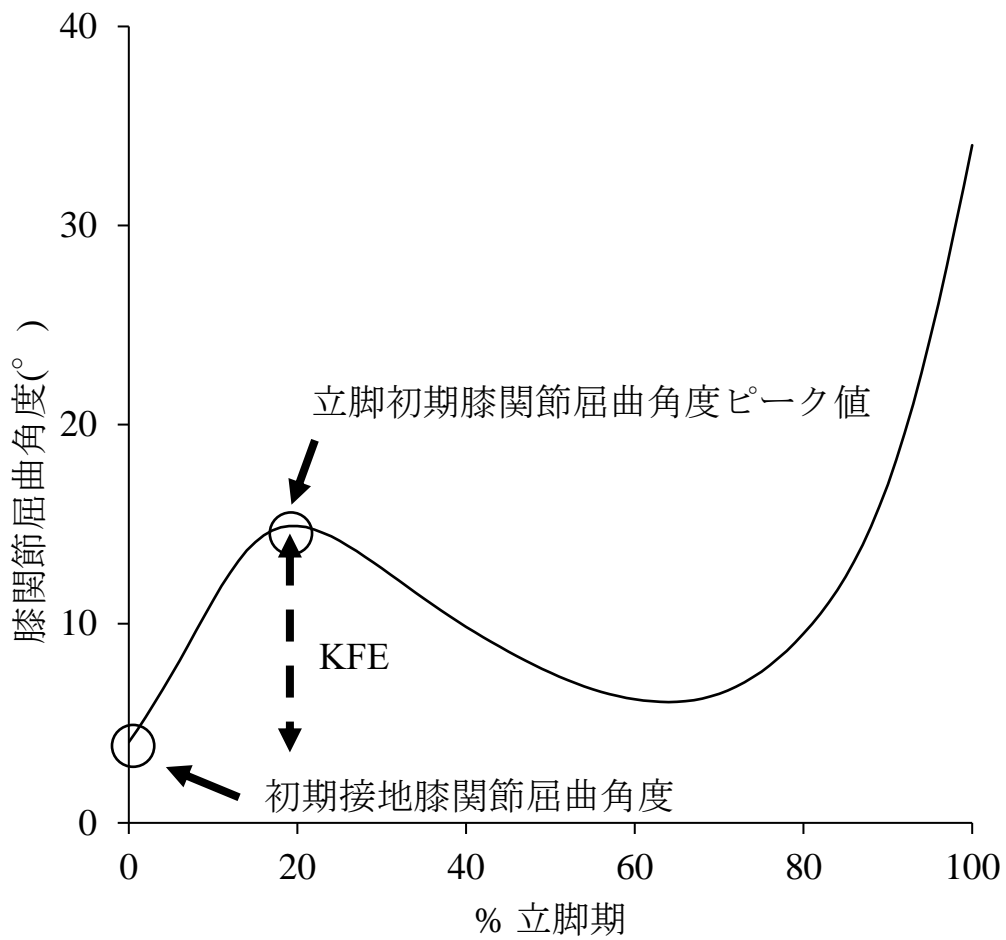


図 8 : 膝関節矢状面動態の解析

グラフは典型的な立脚期の膝関節角度変化を示した。膝関節矢状面動態の解析は初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値を同定し、KFE を算出した。KFE は立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値から初期接地膝関節屈曲角度を減じた値とした。

KFE : 膝関節屈曲運動量

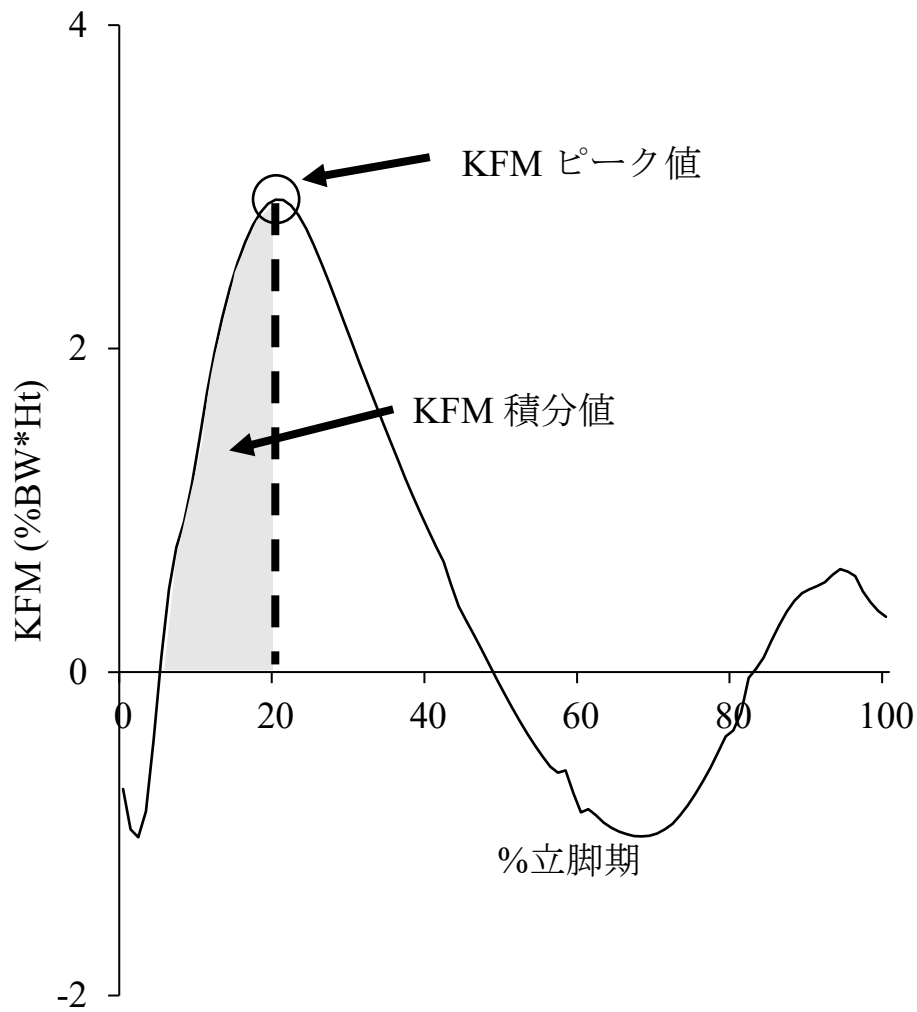


図9：外部膝関節屈曲モーメントの解析

グラフは典型的な立脚期の KFM 変化を示した。KFM の解析は立脚期前半のピーク値を KFM ピーク値として同定し、さらに KFM 積分値を初期接地から KFM ピーク値までの範囲で KFM を積分した値として算出した。KFM の値は各被験者の身長と体重で標準化した。KFM：外部膝関節屈曲モーメント

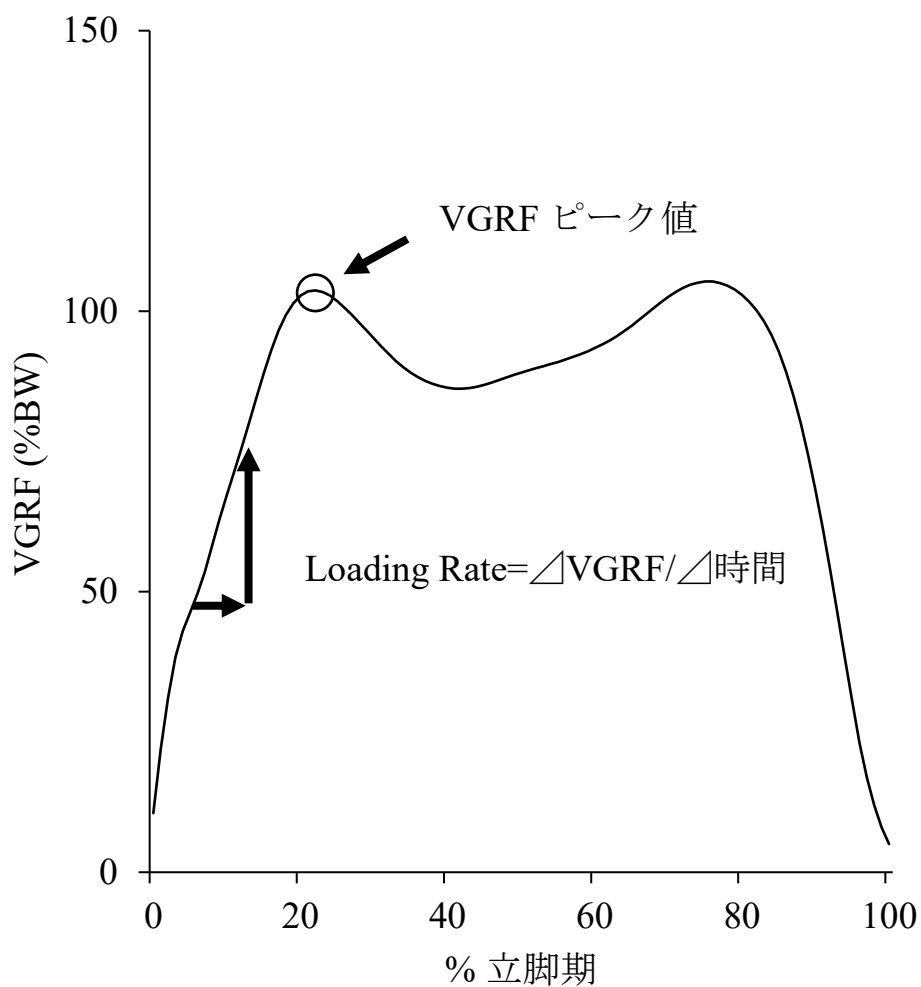


図 10 : 床反力鉛直成分の解析

グラフは典型的な立脚期の VGRF 変化を示した。VGRF の解析は VGRF の立脚期前半でのピーク値を同定し、VGRF を時間で一次微分した値を Loading Rate として算出した。

VGRF の値は各被験者の体重で標準化した。VGRF : 床反力鉛直成分

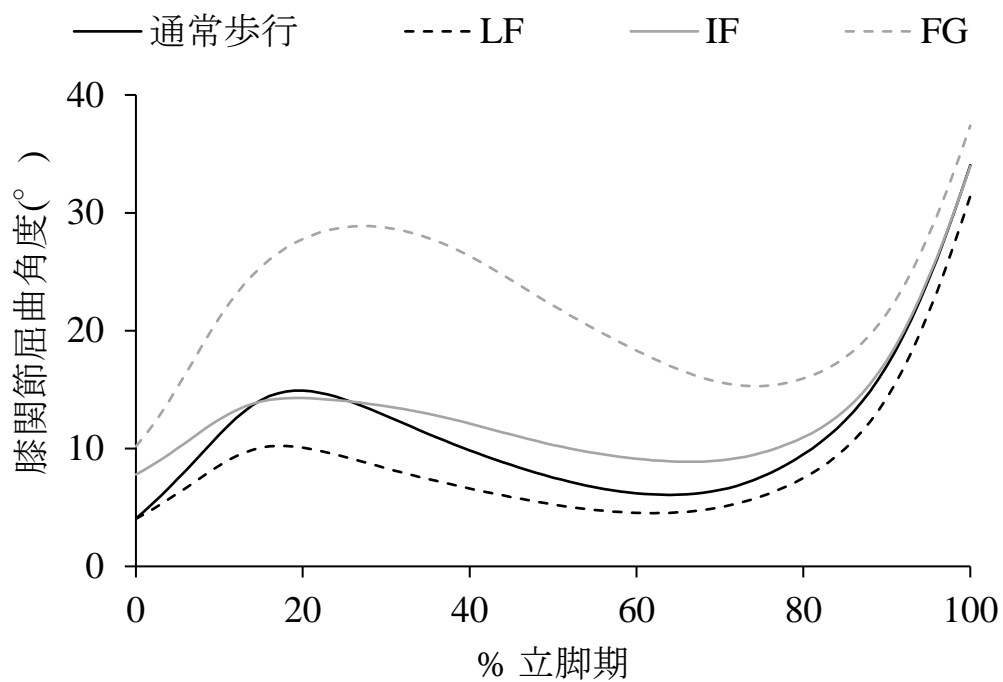


図 11 : 膝関節矢状面動態

グラフは各条件における立脚期膝関節角度変化を示した。波形の値は被験者 13 名, 3 試行の平均値である。LF : Less flexion 条件, IF : Initial flexion 条件, FG : Flexion gait 条件

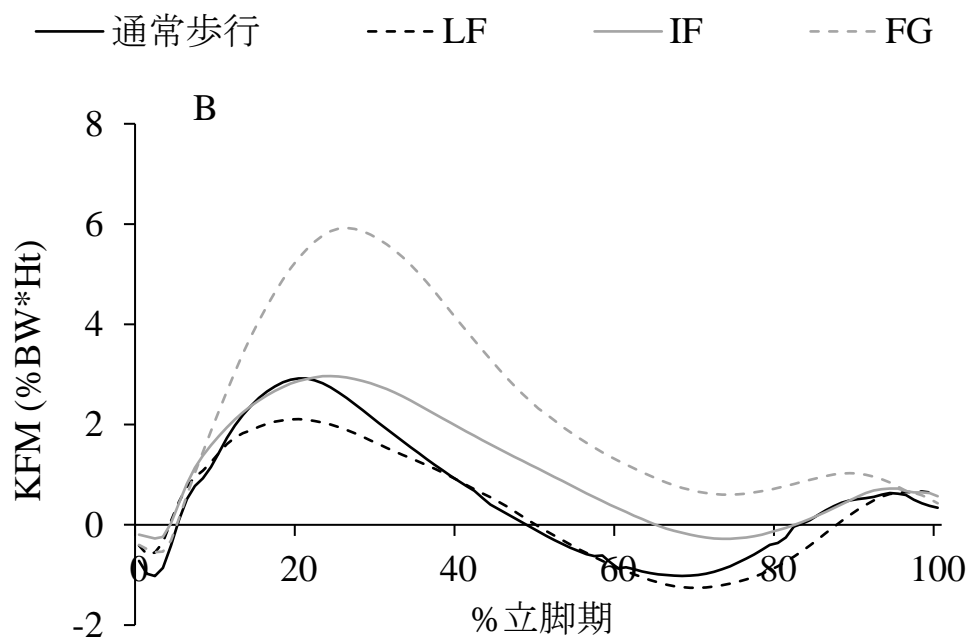
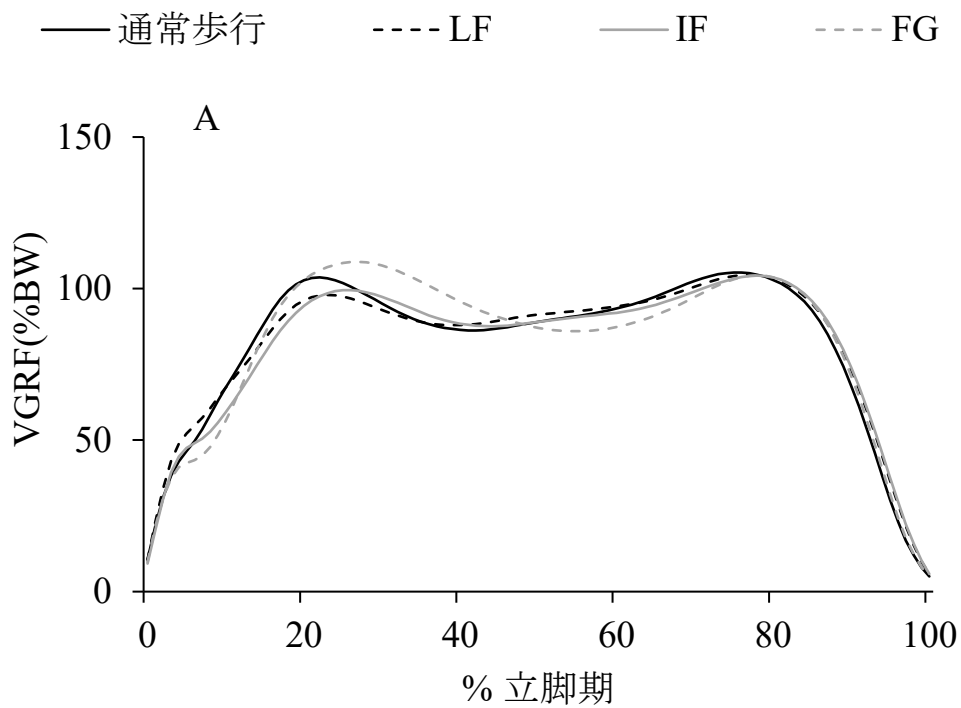


図 12 : 膝関節負荷

グラフは各条件における立脚期膝関節負荷の変化を示した。波形の値は被験者 13 名、3 試行の平均値である。LF : Less flexion 条件, IF : Initial flexion 条件, FG : Flexion gait 条件
 A : VGRF(床反力鉛直成分), B : KFM(外部膝関節屈曲モーメント)

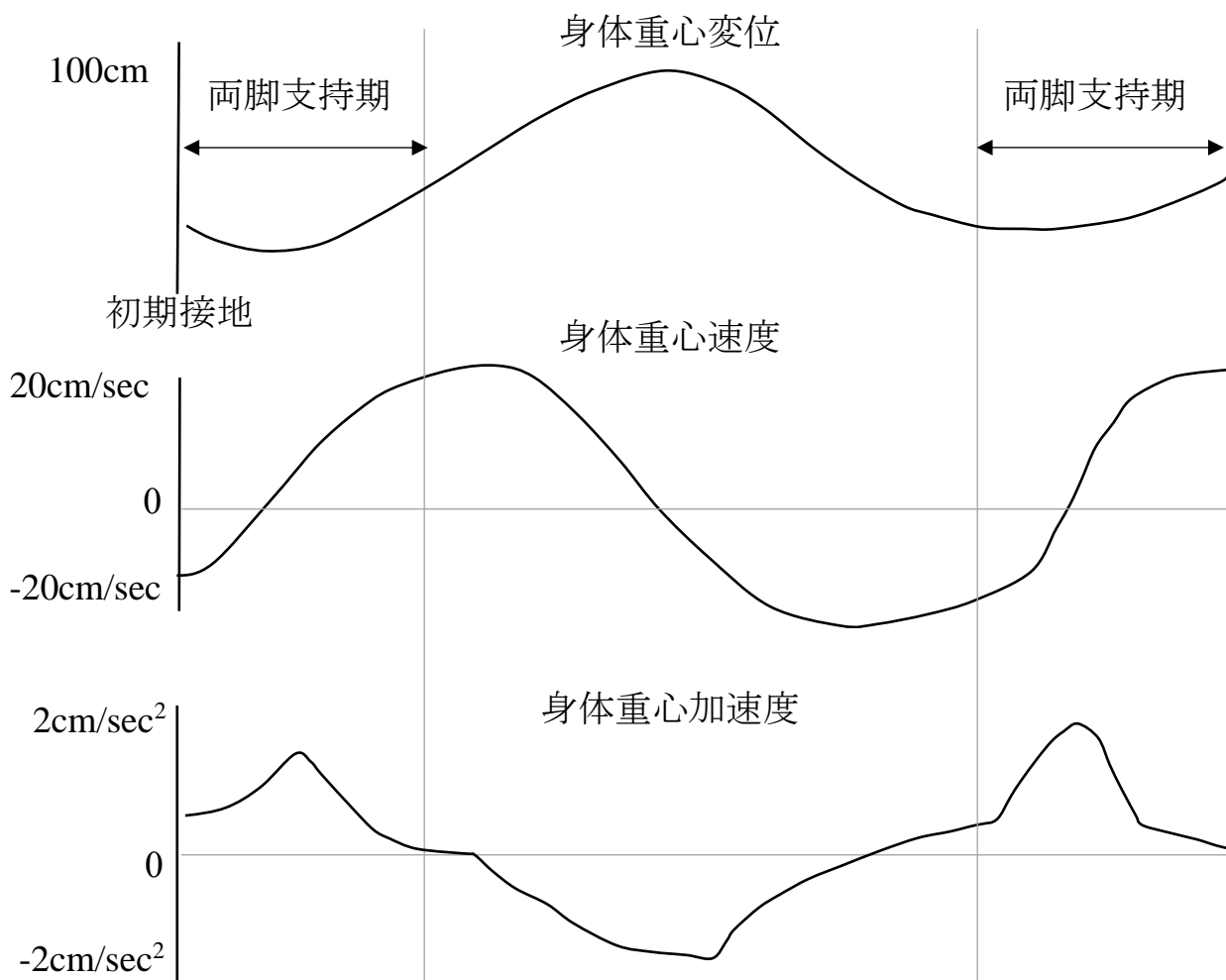


図 13 : 立脚期の上下方向に対する身体重心位置, 速度, 加速度の変化

(文献 80)より引用, 改変)

図は立脚期の上下方向の身体重心位置, 速度, 加速度の変化を示した. 初期接地直後, 身体重心位置は下降してから上昇に転じる. この際, 身体重心の下降への動きを減速し, 上昇への動きを加速させるために, 上方向への身体重心加速度が増加する. 上方向への身体重心加速度を増加するためには, VGRF が増加する必要がある. 上下方向への身体重心の加速・減速をもたらす加速度の増減は VGRF により制御される. VGRF : 床反力鉛直成分

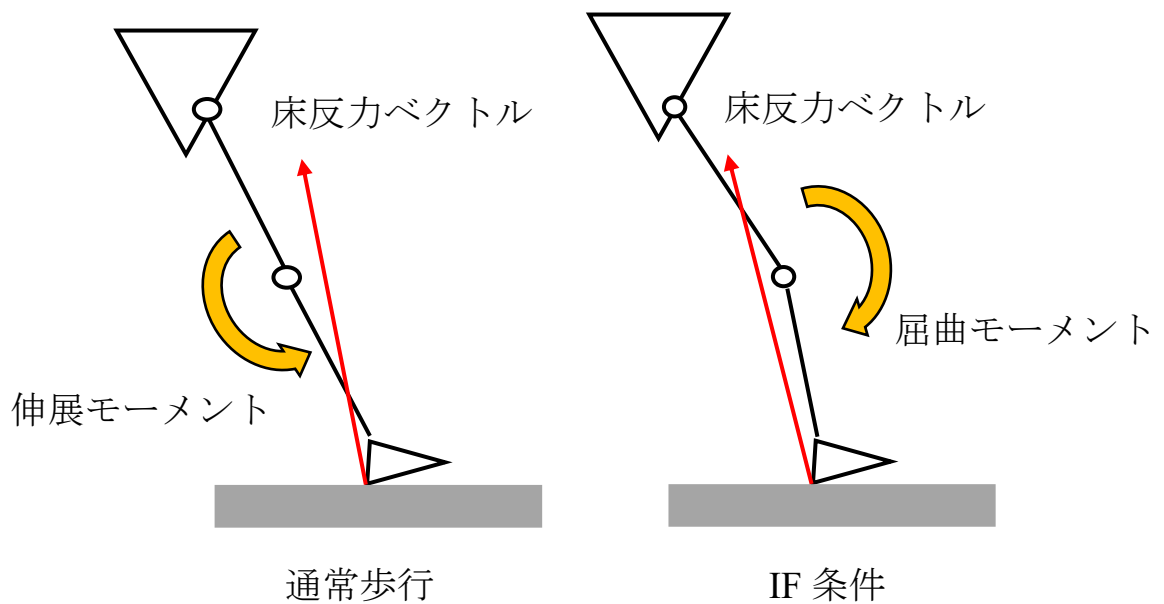


図 14：初期接地膝関節屈曲角度の違いが外部膝関節モーメントに及ぼす影響

図は通常歩行と IF 条件における初期接地時の外部膝関節モーメントの違いを示した。通常歩行において初期接地時に床反力ベクトルは膝関節の前方を通過し、外部膝関節伸展モーメントが生じる。IF 条件では初期接地の膝関節角度がより屈曲位であるため、床反力ベクトルは早期より膝関節の後方を通過し、KFM の早期発生をもたらす。

IF 条件：Initial flexion 条件，KFM：外部膝関節屈曲モーメント，

赤矢印：床反力ベクトル，黄矢印：外部膝関節モーメント

Appendix A : 二乗平均平方根誤差の算出

音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御の正確度を検討するために、二乗平均平方根誤差(Root Mean Square Error : 以下 RMSE)を算出した。RMSE は以下(A1)式より算出した。

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X - x_i)^2} \quad (\text{A1})$$

ここで n は試行数、 X は各制御歩行条件で設定した初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、 KFE の値とし、 x は実際に各制御歩行条件で計測された初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、 KFE の値とした。RMSE が小さいほど、各制御歩行条件で設定した膝関節矢状面動態変数の値と実際に計測された膝関節矢状面動態変数の値との誤差が少なく、音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御が正確に行われていたことを示す。

Appendix B : Coefficient of Multiple Correlation の算出 ⁸¹⁾

音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御の再現性を検討するために Coefficient of Multiple Correlation (以下 CMC)を算出した。CMC は以下(B1), (B2), (B3)式より算出した。

$$\text{CMC} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_{it})^2 / MT(N-1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_i)^2 / M(NT-1)}} \quad (\text{B1})$$

$$\bar{Y}_{it} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_{ijt} \quad (\text{B2})$$

$$\bar{Y}_i = \frac{1}{NT} \sum_{i=1}^M \sum_{t=1}^T Y_{ijt} \quad (\text{B3})$$

ここで t(T)をタイムフレーム、i(M)をセッション数、j(N)を試行数とし、これらの定義に従い、 Y_{ijt} をiセッション、j 試行目における、タイムフレーム tでの値とした。CMC の算出には立脚初期を 100%に標準化した立脚初期膝関節角度変化の 3 試行の値を用いた。CMC は各条件で算出し、CMC が 1 に近いほど、各条件における 3 試行の立脚初期膝関節角度変化の再現性が高いことを意味する。

Appendix C : 標準誤差の算出^{6, 82)}

音信号フィードバックを用いた膝関節矢状面動態制御の再現性を検討するために、標準誤差(Standard Error of Measurement : 以下 SEM)を算出した。SEM は以下(C1)式より算出した。

$$SEM = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n SD_i^2} \quad (C1)$$

ここで n は被験者数、 SD は各条件で計測された初期接地膝関節屈曲角度、立脚初期膝関節屈曲角度ピーク値、KFE の 3 試行の標準偏差とした。SEM が小さいほど、各条件における 3 試行の膝関節矢状面動態変数の再現性が高いことを意味する。