

変形性膝関節症患者の日常生活動作における3次元膝運動・動力学的分析

永野 康治^a、大森 豪^b、江玉 睦明^c、田中 正栄^d、西野 勝敏^d

a 日本女子体育大学 体育学部 スポーツ健康学科

b 新潟医療福祉大学 健康科学部 健康スポーツ学科

c 新潟医療福祉大学 医療技術学部 理学療法学科

d 新潟県健康づくり・スポーツ医科学センター

1. はじめに

近年の日本では、内閣府が公表している平成27年度高齢社会白書¹⁾によると、65歳以上の高齢者人口は過去最高の3,300万人、総人口に占める割合（高齢化率）が26%に達している。それに伴って日本人の総疾患数に対する高齢者特有の疾患数が占める割合も増加している。高齢者特有の整形外科的疾患のひとつとして、変形性膝関節症（Knee Osteoarthritis、膝OA）がある。膝OAは、膝関節の力学的環境の異常が原因で生じる関節軟骨の摩耗や欠損によって疼痛や関節可動域の制限、腫脹等が引き起こされる疾患であり、加齢や女性、肥満等に多発する^{2,3)}。膝OAは患者の日常生活動作や生活の質に影響を及ぼすため、自立して生活できる健康寿命の低下を引き起こす原因のひとつとなる。この膝OAの予防及び適切な治療を検討するためには、膝OAの発症及び進行要因を明らかにして病態を把握することが重要である。

膝OAは、軟骨・軟骨下骨・滑膜といった膝関節構成体の加齢による生物学的変化⁴⁾や肥満等による膝関節面への異常な負荷による力学的変化^{2,4)}が要因で発症するとされているが、未だ不明な点が多い。そこで、後者の膝関節面に作用する力学的要因を歩行や階段昇降等の荷重下動的場面で分析するために、これまで様々な方法が開発されてきた。X線透視撮影装置と3次元骨モデルを用いて膝OAの運動を生体内で分析している報告⁵⁾では、健常膝で見られている特徴が消失する等の異常運動を検出しており、その原因として膝関節面の変性や筋肉・靭帯等の支持組織の異常だと指摘しているが、力学的な環境変化の分析までには至っていない。ゴニオメータやモーション・キャプチャー・システム等の対外装置を用いた報告の多く⁶⁻⁸⁾がJoint moment等の動力学的変化に注目しているが、下肢骨の特徴等の対象個々の背景を考慮した報告は非常に少ない。対象個々の背景を考慮して歩行中の膝関節に作用する力学的要因を分析する方法を開発した報告^{7,8)}も散見され始めてはいるが、それを用いて膝OA進行の集団分析を行った報告は皆無である。

我々も日常生活動作のひとつである歩行動作における膝関節の動態を対象個々の下肢骨の情報を考慮して3次元的に分析する方法^{9,10)}を開発しており、これを用いて健常から様々な重度な膝OAまでの数多くの対象の歩行動作を分析してきた。先行研究^{11,12)}では、本方法を用いて推定した膝OAの歩行動作の特徴と下肢筋力の関連性について報告している。しかし、これらの報告は対象数が少ないことから統計的な分析も行っていない。そこで本研究は、対象数を増やし、さらに動力学的分析法を組み入れて歩行動作を運動学・動力学的に分析することで、膝OA進行が膝関節に作用する力学的要因を検討することである。本研究の仮説は、膝OAの進行初期からでも運動学・動力学的に変化があり、進行が高くなるとその変化が増大することである。

2. 研究方法

2.1. 対象

本研究は、新潟医療福祉大学及び新潟県健康づくり・スポーツ医科学センターの倫理審査委員会においてヘルシンキ宣言に基づいた厳密な審査によって両者から承認された後に実施した。

対象は、次の条件に該当する者を募集した：(1) 20 歳以上の男女成人；(2) 杖等の補助具無しで自立歩行が可能；(3) 人工膝関節置換術等の膝関節の力学的環境を直接変える手術歴が無い。その結果、62 名 69 膝（男性 23 名、女性 39 名）が集まり、趣旨を十分に説明し、同意を得た対象に測定を実施した。

測定前に、対象の今現在の膝の状況を定性的に把握するために、膝の痛みの尺度 VAS scale（最大 10）と変形性膝関節症患者機能評価尺度（Japanese Knee Osteoarthritis Measure、JKOM）¹³⁾を調査した。JKOM は全 25 問、最大 100 点で採点し、高得点ほど膝の疼痛の悪化や身体的不具合を示す。また、膝 OA の進行度は、膝正面の X 線像から Kellgren-Lawrence scale¹⁴⁾に準じて整形外科医師が決定した。その結果、健常を表す grade-0 が 12 膝、grade-I が 14 膝、膝 OA 進行の初期症状が出始める grade-II が 16 膝、grade-III が 20 膝、そして重度の grade-IV が 7 膝であり、grade-II 以降は全て関節面内側が変形した膝 OA であった。本研究では膝 OA の進行度により、次の 3 群に分類した：(1) grade-0 と I の 26 膝を“OA 無”；(2) grade-II の 16 膝を“初期 OA”；(3) grade-III と IV の 27 膝を“中高度 OA”。

さらに、対象の下肢全長を CT 撮影し、そのデータをソフトウェア ZedView (LEXI Co., JAPAN) で読み込み、大腿骨と脛骨の 3 次元骨モデルを作成した（図 1）。その際、大腿骨モデルに大腿骨座標系 Σ_F 、脛骨モデルに脛骨座標系 Σ_T を決定した。

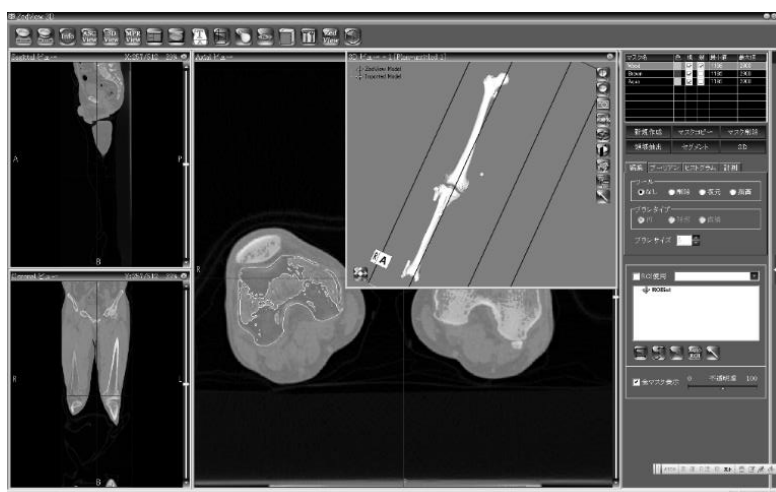


図 1 CT 画像からの下肢骨 3 次元モデルの作成

2.2. 歩行の 3 次元撮影

対象の下半身に高密着性のハーフタイツを着用させ、全身に径 15mm の反射マーカを 34 個貼付した。特に、大腿部上に貼付した 12 個のマーカ群と脛部上に貼付した 10 個のマーカ群は、骨に対するその位置を X 線画像上で検出できるようにマーカの中心に径 1mm の鋼球を入れた特製マーカを用いた（図 2）。

対象には 8m 長の直線路を自身の通常歩行速度で歩かせた。歩行開始から一定の歩行速度に到

達すると考えられる直線路の中央部を測定空間（長さ 4m×幅 3m×高さ 2.5m）とし、その空間内に歩行空間座標系 Σ_w を決定した。歩行中のマーカの 3次元位置は、モーション・キャプチャー・システム VICON（Vicon Motion Systems、UK）を用いてサンプリング周波数 120Hz で検出した。検出した大腿部と脛部のマーカ群の 3次元位置は、図 3 に示すように Σ_w について $\mathbf{q}_{WT}(t)$ と $\mathbf{q}_{WS}(t)$ としてそれぞれ定義し（ t は計測サンプル）、4 次のバターワースフィルタ（7Hz）で雑音成分を除去した¹⁰⁾。また、歩行中に生じる床反力は、直線路の中央部地面に埋設した 6 枚のフォースプレート（Kistler Co.、Switzerland）を用いてサンプリング周期 240Hz で計測した。

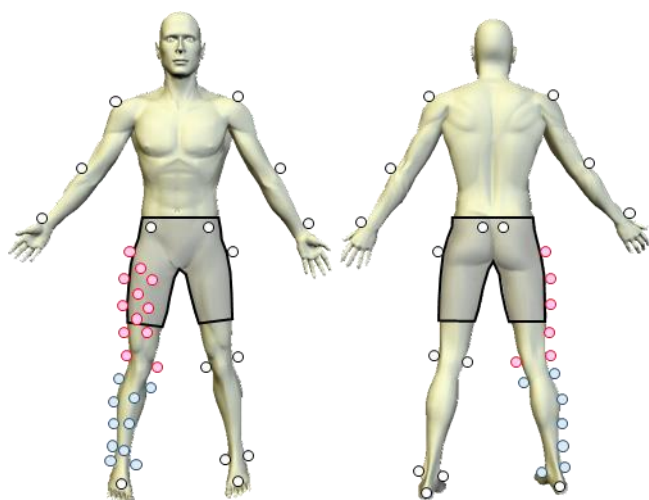


図 2 反射マーカの配置：赤が大腿部、青が脛部

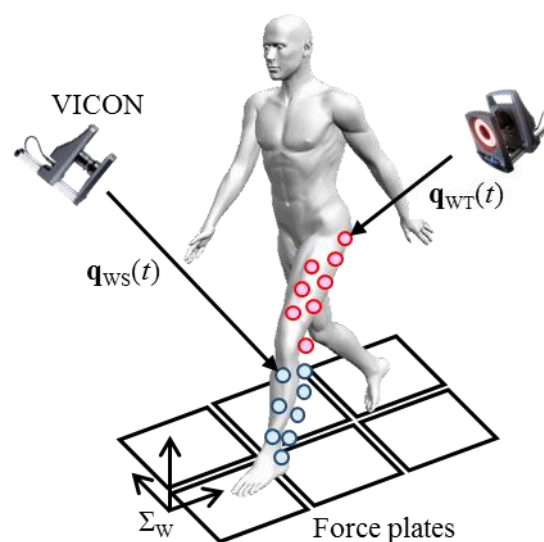


図 3 歩行の 3次元撮影

歩行計測直後にマーカを貼付した状態で対象を 0-60 度回転台の上に乗せ、立位静止させた下肢全長を正面と 60 度斜角の 2 方向から X 線撮影した（図 4）¹⁰⁾。2 枚の X 線像上に移ったマーカ位置をデジタイズし、3次元再構成法によってその 3次元位置を推定した（図 5）。3次元再構成法で用いる射影変換行列は、撮影前のキャリブレーションで決定した¹⁵⁾。さらに、マーカと共に X 線像に撮像されている下肢骨の輪郭に対象の下肢の 3次元骨モデルを重ね合わせることで、下肢骨の解剖学的座標系 Σ_F 、 Σ_T に関するマーカの 3次元位置データとして表した。この重ね合わせには 2D/3D image matching technique を用いており、その誤差は 0.5mm かつ 0.6 度以内である¹¹⁾。大腿部のマーカ群は、大腿骨座標系 Σ_F に関する位置 \mathbf{p}_F として表した。脛部のマーカ群は、脛骨座標系 Σ_T に関する位置 \mathbf{p}_T として表した（図 5）¹⁰⁾。

分析対象脚の歩行動作は、次の 4 つの特徴的場面に分類した：初期接地（Initial Contact、IC）；足底全接地（Foot Plant、FP）；踵挙上（Heel Rise、HR）；足指離地（Toe Off、TO）。最初の IC（0%）から次の IC（100%）までを 1 歩行周期（Gait cycle）とした。さらに、相分類として IC から TO までを立脚期（Stance phase）、TO から次の IC までを遊脚期（Swing phase）と定義した（図 6）。

2.3. 大腿骨・脛骨の 3次元相対運動の推定

歩行中の計測サンプル t における大腿骨座標系 Σ_F と歩行空間座標系 Σ_w との位置関係を Σ_F から Σ_w への座標変換行列 $\mathbf{T}_{FW}(t)$ として表す。この $\mathbf{T}_{FW}(t)$ は、 3×3 の回転行列と 3×1 の並進ベクトルを含む 4×4 の同次行列を意味し、式(1)で示す大腿部上のマーカの位置データ \mathbf{p}_F と $\mathbf{q}_{WT}(t)$ との関



図4 立位下肢の2方向X線撮影

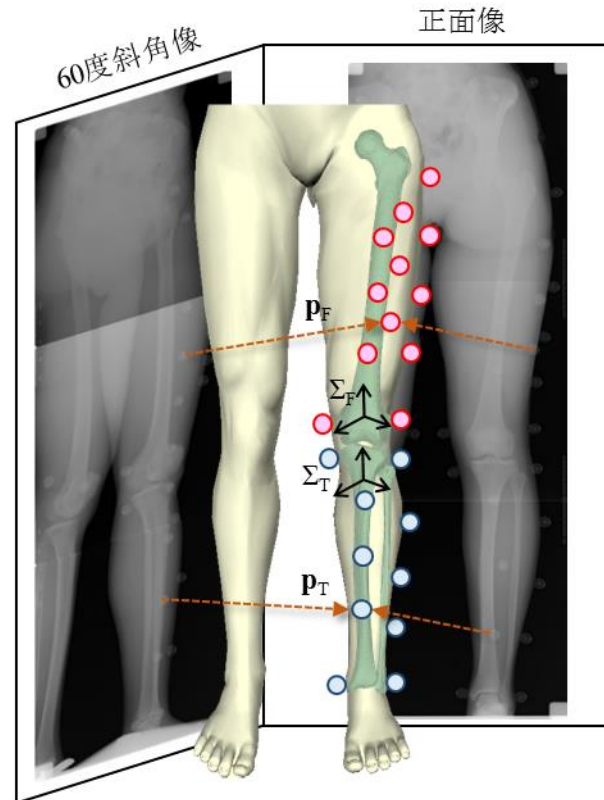


図5 骨座標系と反射マーカとの位置関係の推定

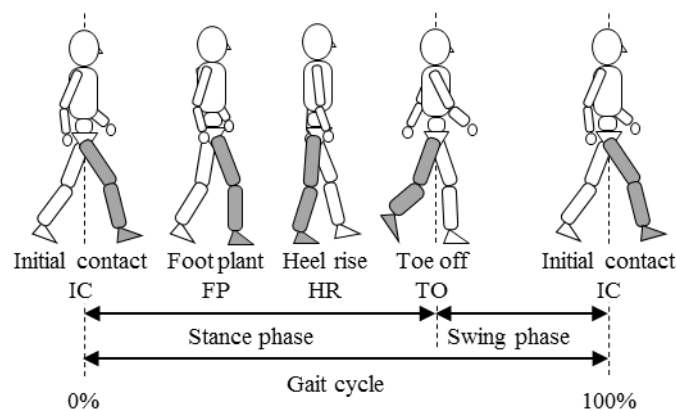


図6 歩行局面と相分類

数 J が最小になるように最小二乗推定によって得られる¹⁰⁾ :

$$J[\mathbf{T}_{FW}(t)] = \min \sum_{i=1}^{12} \|w_i (\mathbf{p}_F - \mathbf{T}_{FW}(t) \cdot \mathbf{q}_{WT}(t))\|^2, \quad (1)$$

ここで、 w_i はマーカ個々に設定した重み係数 (0 から 1) を表す。脛骨座標系 Σ_T から Σ_W への座標変換行列 $\mathbf{T}_{TW}(t)$ も同様の手順で推定できる。これらの座標変換行列 $\mathbf{T}_{FW}(t)$ と $\mathbf{T}_{TW}(t)$ を式(2)のように合成することで、 Σ_F から Σ_T への座標変換行列 $\mathbf{T}_{FT}(t)$ を得ることができる¹⁰⁾。

$$\mathbf{T}_{FT}(t) = \mathbf{T}_{TW}(t) \cdot \mathbf{T}_{FW}(t)^{-1}, \quad (2)$$

この $\mathbf{T}_{FT}(t)$ を大腿骨と脛骨の3次元骨モデルに適用することで、歩行中の計測サンプル t における大腿骨と脛骨の相対的位置関係を推定できる (図7)。これを歩行中で得た計測サンプル全てに適

用することで、歩行中の大腿骨・脛骨の3次元相対運動を表した¹⁰⁾。

歩行中の大腿骨・脛骨の3次元相対運動について、Groodらの方法¹⁶⁾に準じて3つの回転と2つの並進の成分を抽出した。回転成分は、屈曲(+)/伸展(-)、外反(+)/内反(-)、内旋(+)/外旋(-)とし、並進成分は、外側(+)/内側(-)、前方(+)/後方(-)とした。なお、本研究では、歩行立脚期における各成分の変化量（最高値と最低値との差）で評価した。また、その他の評価項目として、歩行速度[m/s]も求めた。

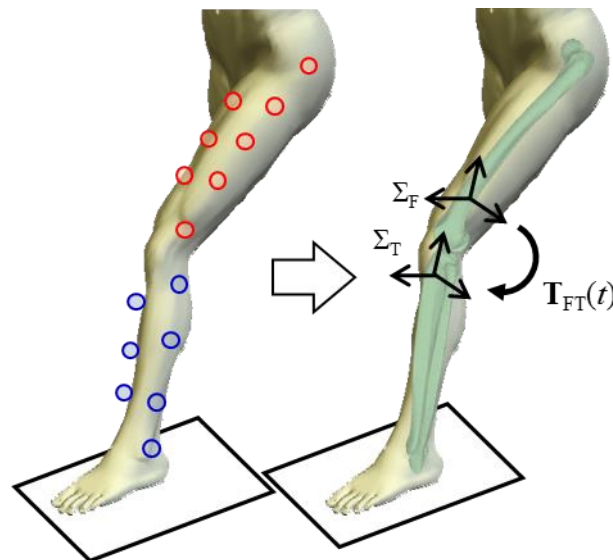


図7 歩行中の大腿骨と脛骨の相対位置関係の推定

2.4. 膝関節の力学的分析

歩行の立脚期は、上半身の重量が下肢に荷重される期間であるため、歩行中に膝関節にかかる荷重を次のように分析した。立脚期の計測サンプル t における大腿骨と脛骨の相対的位置関係から大腿骨頭と脛骨遠位関節面中心とを結ぶ線を求め、これを上半身の重量が下肢に荷重されるという意味の下肢荷重線（Loading Axis of Knee、LAK）と定義した（図8a）。さらに、LAKが脛骨近位関節面を交差する点を下肢荷重線通過点（LAK point）として算出した（図8b）¹⁰⁻¹²⁾。このLAK pointを立脚期で全て得ることで脛骨近位関節面におけるLAK pointの軌跡が求められる。これを脛骨座標系 Σ_T の内外側方向への移動量と前後方向への移動量の2つの成分に分け、対象の脛骨近位関節面の内側面の幅[MDW]と前後方向の長さ[APW]でそれぞれ標準化した（図8b）。さらに、LAK pointの軌跡長やそれを移動面積で除して標準化した軌跡長移動面積比も評価した。

膝関節に生じるJoint reaction forceとJoint momentを次のように逆動力学的に求めた。下肢の大腿部、脛部、足部の各体節は剛体とし、体節間は並進がないBoll-and-socket jointで接続されている剛体リンクモデルとして定義した。計測サンプル t において体節の近位関節で生じるJoint reaction forceを $\mathbf{F}_{\text{Prox}}(t)$ 、隣接する遠位の体節から伝わるJoint reaction forceを $\mathbf{F}_{\text{Dist}}(t)$ とした。体節の質量を m_{Seg} 、計測サンプル t における体節の重心位置を $\mathbf{COG}_{\text{Seg}}(t)$ とし、これらは身体部分の慣性特性^{17,18)}に準じて求めた。これらの要素から成る式(3)で示すNewtonの運動方程式に基づいて $\mathbf{F}_{\text{Prox}}(t)$ を推定した：

$$\mathbf{F}_{\text{Prox}}(t) = m_{\text{Seg}} \cdot \mathbf{C}\ddot{\mathbf{O}}\mathbf{G}_{\text{Seg}}(t) - m_{\text{Seg}} \cdot \mathbf{g} - \mathbf{F}_{\text{Dist}}(t), \quad (3)$$

ここで、 \mathbf{g} は重力加速度とし、体節が足部の場合は $\mathbf{F}_{\text{Dist}}(t)$ をフォースプレートから得られる床反

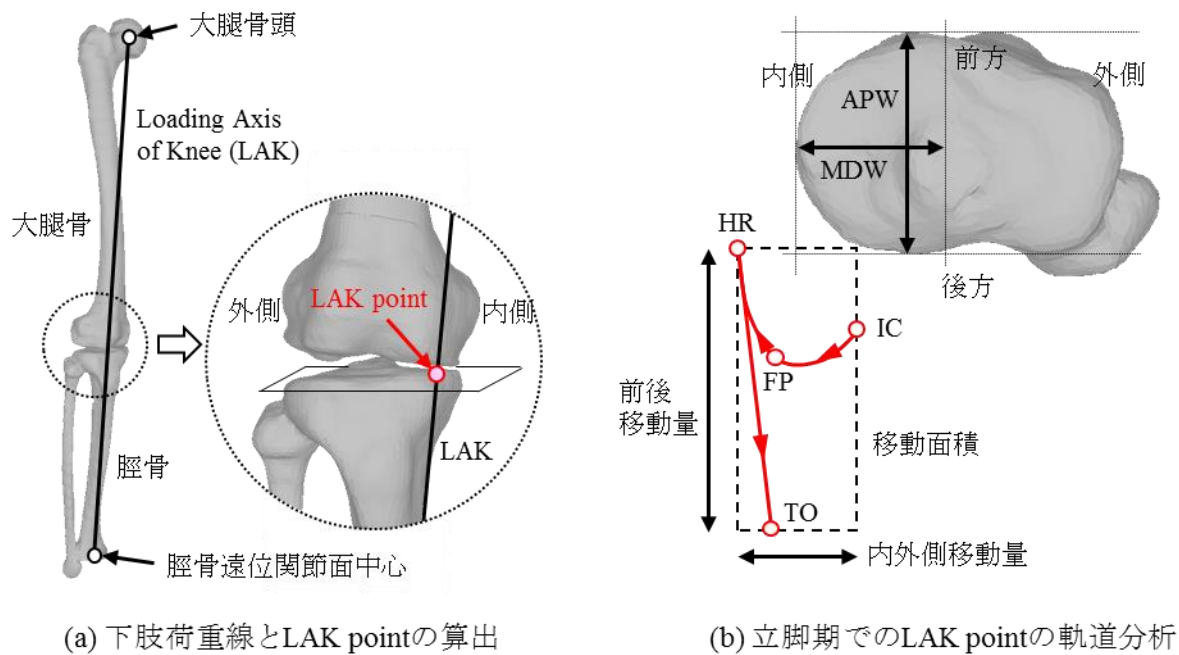


図 8 歩行立脚期における膝関節への荷重分析

力値とした。Joint reaction force の成分は、外側(+)/内側(-)、前方(+)/後方(-)、近位(+)/遠位(-)として表した。

次に、計測サンプル t において体節の近位関節で生じる Joint moment を $\mathbf{M}_{\text{Prox}}(t)$ 、隣接する遠位の体節で生じる Joint moment を $\mathbf{M}_{\text{Dist}}(t)$ とした。体節における角速度ベクトルを $\boldsymbol{\omega}_{\text{Seg}}(t)$ とすると、式(4)による Euler の運動方程式に基づいて $\mathbf{M}_{\text{Prox}}(t)$ を推定した：

$$\mathbf{M}_{\text{Prox}}(t) = \frac{d}{dt} (\mathbf{I}_{\text{Seg}} \cdot \boldsymbol{\omega}_{\text{Seg}}(t)) - \mathbf{M}_{\text{Dist}}(t) - \mathbf{r}_{\text{Dist}} \times \mathbf{F}_{\text{Dist}}(t) - \mathbf{r}_{\text{Prox}} \times \mathbf{F}_{\text{Prox}}(t), \quad (4)$$

ここで、 \mathbf{I}_{Seg} は体節の慣性モーメント^{17,18)}とした。

膝関節に生じる Joint reaction force [N] と Joint moment [Nm] は対象の体格に依存するため、Joint reaction force は対象の体重 [N] で、Joint moment は対象の体重 [N] と身長 [m] で除して標準化し、その単位をそれぞれ [BW]、[HTBW] で表した。また、これらの力学的要素は、 Σ_T に基づいて表した。なお、本研究で述べる Joint moment とは、外力によって関節を回転させる Moment に対抗しようと関節内部で反対方向につり合う Moment と定義した。Joint moment の成分は、伸展(+)/屈曲(-)、内反(+)/外反(-)、外旋(+)/内旋(-)として表した。

2.5. 統計分析

膝 OA 進行度における 3 群間の平均の差を One-way ANOVA と Tukey-Kramer test で比較した。有意水準 α は 5% とした。

3. 結果

膝 OA 進行度別の身体的背景と膝の痛み・機能の尺度の結果を表 1 に示す。加齢とともに膝 OA が有意に進行しており、肥満の指標のひとつである BMI についても中高度 OA は他の群に比して

有意に高かった。中高度 OA の VAS と JKOM も他の群に比して有意に高く、膝関節の機能が明らかに悪化していた。

表 1 身体的背景と膝の痛み・機能の尺度

項目	膝 OA 進行			p-Value
	OA 無	初期 OA	中高度 OA	
膝数	26	16	27	
年齢[歳]	39.2±19.1	55.3±15.6	67.7±9.7	a**, b**, c*
身長[cm]	164.5±9.4	160.7±7.7	155.6±6.4	b**
体重[kg]	61.3±13.9	58.6±6.8	64.7±10.3	
BMI	22.4±3.3	22.7±2.8	26.7±4.0	b**, c**
VAS	0.6±1.0	1.1±1.5	3.8±2.9	b**, c**
JKOM	3.5±4.3	7.6±8.3	21.9±18.1	b**, c**

a : OA 無 vs 初期 OA、b : OA 無 vs 中高度 OA、c : 初期 OA vs 中高度 OA

* : p<0.05、** : p<0.01

歩行立脚期における膝関節の運動学的項目を表 2 に示す。回転量について、中高度 OA の屈曲伸展は他の群に比して有意に減少していた。並進量について、中高度 OA の前後方は OA 無に比して有意に減少していた。初期 OA の前後方は有意な差が認められなかったものの、減少している兆候が見られた。また、中高度 OA の歩行速度は OA 無に比して有意に減少していた。

表 2 歩行立脚期における膝関節の運動学的項目

項目	膝 OA 進行			p-Value	
	OA 無	初期 OA	中高度 OA		
回転量[度]	屈曲伸展	63.1±5.4	64.3±5.1	57.3±8.5	b**, c**
	内外反	11.7±5.7	11.6±7.4	13.1±6.1	
	内外旋	18.1±5.7	15.0±5.2	15.7±5.7	
並進量[mm]	内外側	0.29±0.14	0.27±0.10	0.23±0.11	
	前後方	1.34±0.37	1.18±0.31	1.04±0.30	b**
歩行速度[m/s]	1.38±0.16	1.33±0.16	1.22±0.20	b**	

a : OA 無 vs 初期 OA、b : OA 無 vs 中高度 OA、c : 初期 OA vs 中高度 OA

* : p<0.05、** : p<0.01

歩行立脚期における膝関節への荷重分析の結果を表 3 に示す。また、図 9 に LAK point の軌跡の代表例を示す。LAK point の内外側移動量は 3 群間で差が認められなかったが、図 9c で示すように中高度 OA は IC から FP にかけての立脚初期に内側へ急激に移動している現象が見られた。LAK point の前後方移動量や軌跡長について、中高度 OA は OA 無に比して有意に減少しており、初期 OA も差が認められなかったものの減じている兆候が見られた。軌跡長面積比について、中高度 OA は初期 OA に比して有意に減少していた。

表3 歩行立脚期における膝関節への荷重分析

項目	膝 OA 進行			p-Value	
	OA 無	初期 OA	中高度 OA		
移動量	内外側[HDW]	0.29±0.14	0.23±0.13	0.31±0.17	b*
	前後方[APW]	2.76±0.44	2.49±0.44	2.34±0.68	
軌跡長[mm]		190.5±36.5	176.5±43.6	157.9±46.8	b*
軌跡長移動面積比		0.11±0.06	0.15±0.09	0.09±0.04	c*

a : OA 無 vs 初期 OA、b : OA 無 vs 中高度 OA、c : 初期 OA vs 中高度 OA

* : p<0.05、** : p<0.01

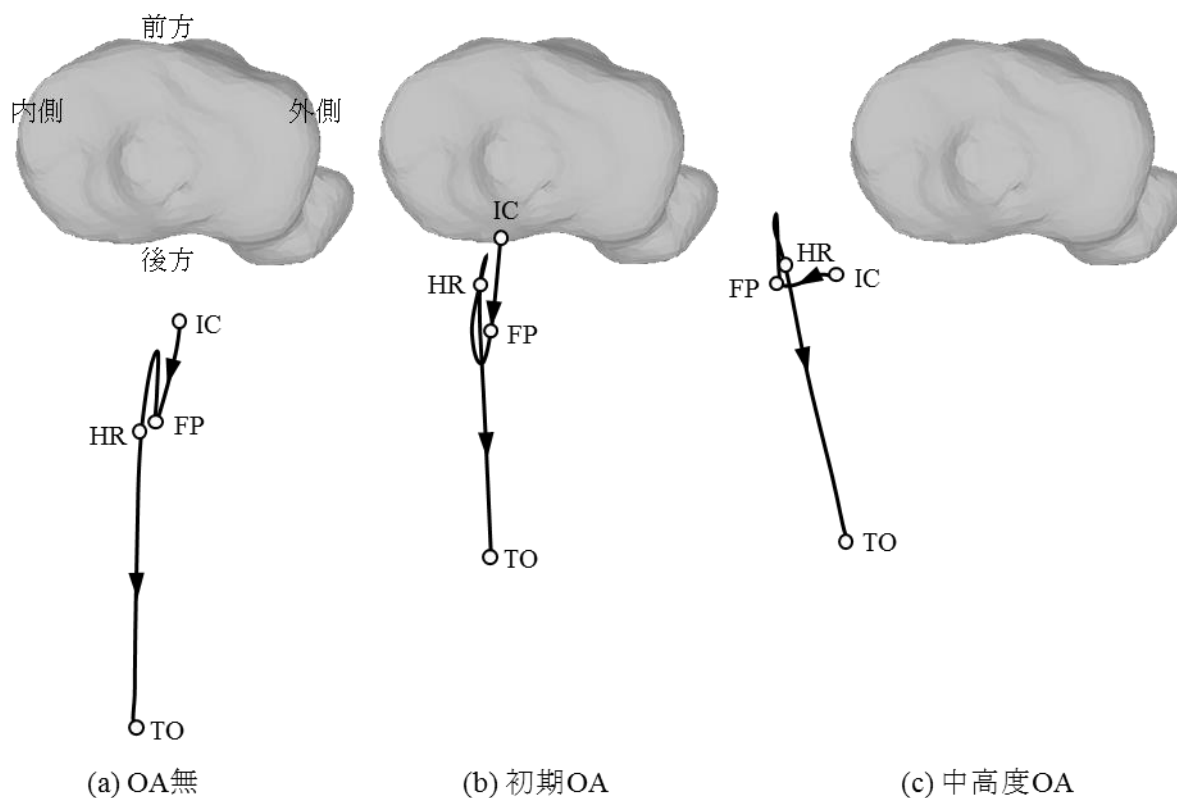


図9 歩行立脚期における下肢荷重線通過点 (LAK point) の軌跡の代表例

膝 OA 進行における歩行立脚期における膝関節の動力的項目を表4に示す。また、Joint reaction force の平均波形を図10に、Joint moment の平均波形を図11に示す。Joint reaction force の内側方向 (図10a) と遠位方向 (図10c)、Joint moment の外反方向 (図11b) の成分は、IC から FP の立脚初期の間に最大値が観察された。Joint reaction force について、中高度 OA の内外側が他の群に比して有意に増加している一方で前後方は有意に減少していた。Joint moment について、中高度 OA の外反が他の群に比して有意に増加していた。

表 4 歩行立脚期における膝関節の動力的項目

項目	膝 OA 進行			p-Value	
	OA 無	初期 OA	中高度 OA		
Joint reaction force[BW]	内外側	0.16±0.03	0.16±0.04	0.19±0.04	b**, c*
	前後方	0.53±0.06	0.51±0.07	0.47±0.06	b**
	近遠位	1.12±0.10	1.07±0.12	1.05±0.15	
Joint moment[HTBW]	屈曲	0.026±0.010	0.022±0.012	0.020±0.012	
	伸展	0.045±0.018	0.045±0.016	0.044±0.027	
	外反	0.022±0.008	0.023±0.009	0.031±0.014	b*
	内反	0.011±0.005	0.009±0.006	0.011±0.006	
	内旋	0.003±0.001	0.003±0.002	0.003±0.001	
	外旋	0.007±0.003	0.007±0.004	0.008±0.004	

a : OA 無 vs 初期 OA、b : OA 無 vs 中高度 OA、c : 初期 OA vs 中高度 OA

* : p<0.05、** : p<0.01

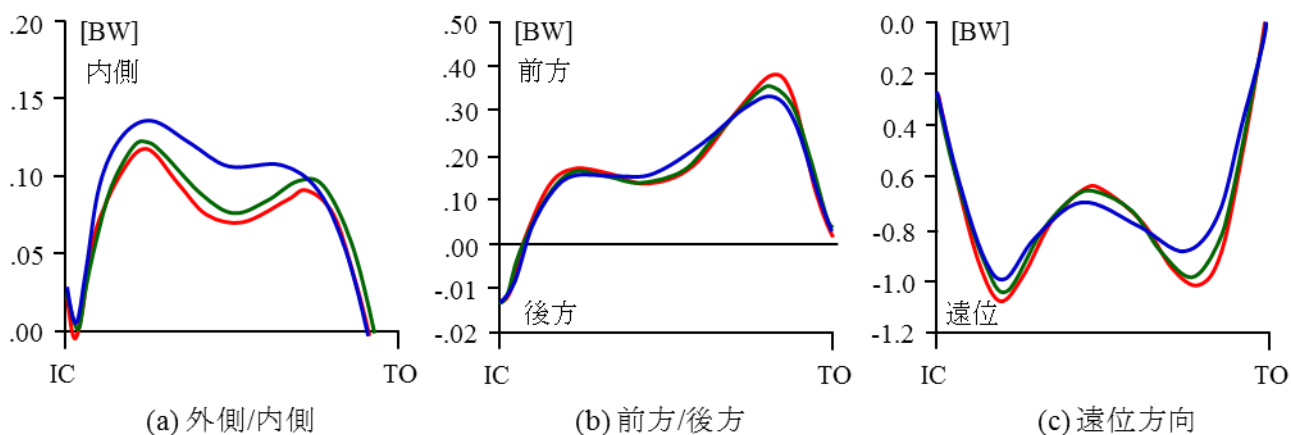


図 10 歩行立脚期の Joint reaction force の平均波形：赤が OA 無、緑が初期 OA、青が中高度 OA

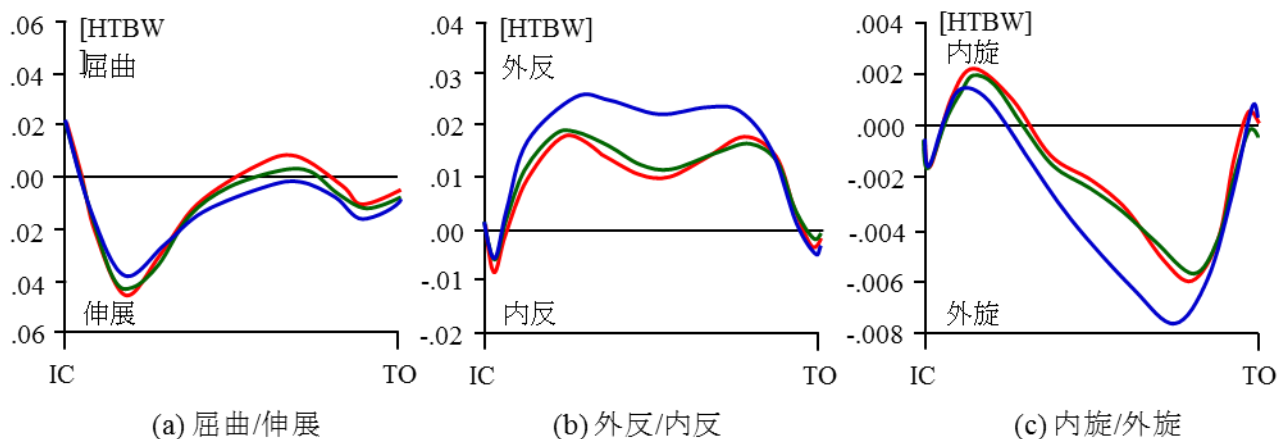


図 11 歩行立脚期の Joint moment の平均波形：赤が OA 無、緑が初期 OA、青が中高度 OA

4. 考察

表 1 に示した膝 OA 進行度別の身体的背景では、中高度 OA はほぼ全ての項目で他の群に比して有意な差が認められたが、初期 OA は OA 無との差がほとんど認められなかった。膝の痛みと機能の尺度についても、初期 OA の JKOM は OA 無と有意な差が認められなかったものの、標準偏差が OA 無に比して大きくなっていった。このことから本研究における初期 OA 群は膝 X 線像上では一定の変化が見られたものの本人が感じる膝関節の機能にはばらつきがあり、それが歩行動作にも影響を及ぼした可能性が考えられる。初期 OA の歩行動作の分析は、膝関節の機能を高める要素、例えば下肢筋力等も考慮する必要性があることが分かった。

表 2 に示した歩行中の運動学的項目について、中高度 OA の歩行速度と膝関節の屈曲量、前後方の並進量は他の群に比して減少しており、この結果と一致している報告は過去にも多数見られている。膝関節の屈曲量を減じさせる要因として、屈曲拘縮等の関節機能の低減や疼痛による制限等の膝 OA 特有の症状が考えられる。前後方の並進量の減少についても膝関節の屈曲量の減少に伴って膝関節の運動範囲が小さくなったことが影響したものと考えられる。初期 OA の膝関節運動は OA 無に比して有意な差が認められなかったが、前後方の並進量が減じている兆候が見られた。今回の初期 OA 群の背景に一定の傾向が得られなかったことが原因で有意な差が現れなかった可能性があるため、初期 OA におけるこの兆候は更なる詳しい検討が必要である。

歩行立脚期における動力学的指標のひとつとして、我々は LAK point の軌道を分析する方法を提案した。LAK point は上半身の重量が膝関節面の荷重環境に作用させる 1 つの力点として示したものであり、歩行等の荷重下動的場面にこの軌道を分析することで脛骨関節面にかかる荷重の位置と方向を把握できる。本研究では、LAK point の軌道を脛骨関節面に対して内外側と前後方の 2 つの成分で表し、立脚期における軌道長と軌道長移動面積比も評価した。軌道長移動面積比は荷重が脛骨関節面の局所に集中しているかどうかを表すもので、これが小さい場合は脛骨関節面への負担増を意味する項目である。表 3 に示した結果から、歩行立脚期における LAK point の内外側移動量には差が現れなかったが、前後方移動量と軌跡長では中高度 OA は OA 無に比して有意に減少していた。これは、膝関節の前後方の並進量でも同じ結果を得ていた。また、軌跡長面積比でも中高度 OA は初期 OA に比して有意に減少していた。これらの結果から、中高度 OA は他に比して荷重が脛骨関節面の局所に集中している可能性が示唆される。さらに、LAK point の軌道を脛骨関節面に表した図 9 を見ると、中高度 OA は立脚初期で内側へ急激に移動する特徴が見られたおり、これは相対的には膝関節が外側へ移動していることを表している。膝 OA 患者の歩行立脚初期に見られる特徴として、膝の急激な外側移動、いわゆる Lateral thrust^{6,19)}がある。Lateral thrust は、これまで歩行正面からの視診で検出しており、Lateral thrust が生じる対象は立脚期において内反角速度の増加や膝正面上での Joint moment の増加が認められる報告¹⁹⁾もあることから、膝関節の運動学・動力学的変化を示す指標として用いられている⁸⁾。従って、Lateral thrust と本研究で得た LAK point の内側移動は相互に関係していると考えられるため、LAK point の分析によって Lateral thrust の出現要因を検討できる可能性が示唆された。初期 OA について、LAK point の前後方移動量と軌跡長が OA 無に比して減少している兆候があったことから、膝 OA の初期症状が現れるときには荷重が脛骨関節面の局所に集中し始めており、それを本方法で検出できる可能性が示唆された。

歩行立脚期の膝関節に生じる Joint reaction force について、内側方向と遠位方向の最大値が 3 群ともに立脚初期に観察されたことから、この期間に膝関節には最大の内側方向へのせん断力と圧

縮力が加わっていることを意味している。さらに、中高度 OA の内外側成分が他の群に比して増加している一方で前後方成分が減少していたことから、中高度 OA の膝関節では相対的に内外側方向への力が増加している可能性が示唆された。そもそも膝関節の関節面形状や軟骨、靭帯は、内外側方向への力に対して十分に支持できない構造を有しているため、この内外側方向への力の増加が関節面の磨耗や欠損に大きく関与する可能性が考えられる。Joint moment については、中高度 OA の外反が他に比して増加しており、これは過去の文献⁷⁾の結果と矛盾していなかった。

本研究から、中高度 OA の膝関節の運動学・動力学的環境が他の群に比して大きく異なっていることが分かり、特に立脚初期における膝関節内外側及び前後方向の力学的変化が膝 OA 進行に作用する可能性が示唆された。この要因として関節面の変性が考えられるが、下肢筋力が膝関節運動の安定性に関与するという報告²⁰⁾から下肢筋力の低下も考えられる。さらに、初期 OA では集団の背景のばらつきが大きかったために明らかな変化を検出できなかったものの、前後方の並進量の変化や荷重の脛骨関節面への集中等の兆候が見られたことは今後の分析でそれが明らかにされることが期待できる。

本研究の課題として、まず開発した方法に含まれる誤差の検討である。運動測定が対外式であるため、誤差の大部分は皮膚表面と骨との間の動揺誤差、いわゆる Skin movement artifact である。これは筋力が低下する高齢者や比較的に脂肪が多い女性ほど大きいと考えられるため、膝 OA 患者ではそれに大きく依存することが明白である。開発した方法には Andriacchi らが開発した Skin movement artifact を低減させる手法²¹⁾が内在しているものの、実際の大腿骨と脛骨の運動にどれだけ追従できているかは今後詳しく検証する必要がある。次に、実際の膝関節面形状を考慮して膝関節の運動学及び動力学を分析することである。特に、実際の膝関節は荷重を脛骨関節面の内側と外側に受けて運動しているため、膝 OA 進行に作用する力学的因子を解明するためには膝関節面への接触状態の把握が不可欠である。最後に膝関節の力学的環境を変化させる筋力等の支持組織や他の下肢関節との関連性の検証である。

5. まとめ

成人 62 名 69 膝について膝 OA 進行度別に分類して歩行動作を 3 次元撮影し、膝関節の動態を運動学的かつ動力学的に分析した。

中高度 OA は膝の痛み及び機能の状況が悪く、歩行速度や大腿骨・脛骨の相対運動に有意な差が認められた。一方、OA 無と初期 OA の間には有意な差が認められず、その原因のひとつとして初期 OA の膝の機能に一定の傾向が得られなかったことが考えられた。

動力学的には、膝関節への荷重分析では膝 OA が重度になると局所に集中することが分かり、また膝関節の運動生理学的範囲外に荷重が及ぶことも分かった。初期 OA でもこの兆候が見られたことから、膝関節への荷重分析が膝 OA の発症要因の検討に有効である可能性が示唆された。Joint reaction force 及び Joint moment については膝 OA が重度になると膝関節の内外側方向にせん断力が作用していたが、初期 OA ではそれが認められなかった。

以上から本研究の仮説について、重度な膝 OA では運動学・動力学的に大きな変化が認められ、進行初期についてもその兆候が見られたことが分かった。本研究の最終目標である膝 OA の予防と適切な治療のためには進行初期の状況を詳細に把握することが必要であり、本研究で得られた結果が膝 OA の発症要因の研究に繋がることを期待する。

参考文献

- 1) 内閣府：平成 27 年版高齢社会白書，http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2015/gaiyou/27pdf_indexg.html
- 2) Shiozaki, H., Koga, Y., Omori, G. and Tamaki, M.: Obesity and osteoarthritis of the knee in women: results from the Matsudai Knee Osteoarthritis survey. *The Knee* 6, 189-192, 1999.
- 3) Aoda, H., Nakamura, K., Omori, G., Koga, Y., Akazawa, K. and Yamamoto, M.: Independent predictors of knee osteoarthritis in an elderly Japanese population: A multivariate analysis. *Acta Medica et Biologica* 54, 33-41, 2006.
- 4) 古賀良生：変形性膝関節症 -病態と保存療法-. 南江堂，188，2008.
- 5) Hamai, S., Moro-oka, T., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B.J., Iwamoto, Y. and Banks, S.A.: Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities. *J Orthop Res* 27, 1555-1561, 2009.
- 6) Kito, N., Shinkoda, K., Yamasaki, T., Kanemura, N., Anan, M., Okanishi, N., Ozawa, J. and Moriyama, H.: Contribution of knee adduction moment impulse to pain and disability in Japanese women with medial knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 25, 914-919, (2010)..
- 7) Koga, Y.: Three-dimensional knee motion analysis for the pathogenesis knee osteoarthritis. *Biomed Mater Eng* 8, 196-205, 1998.
- 8) Kawakami, H., Sugano, N., Yonenobu, K., Yoshikawa, H., Ochi, T., Hattori, A. and Suzuki, N.: Gait analysis system for assessment of dynamic loading axis of the knee. *Gait and Posture* 21, 125-130, 2005.
- 9) 木村太郎，西野勝敏他：モーション・キャプチャー・システムを用いた大腿脛骨関節の 3 次元運動推定法開発 -3 次元下肢アライメント評価システムの 3 次元運動解析への応用-. 臨床バイオメカニクス学会誌 30, 487-492, 2009.
- 10) Nishino, K., Omori, G., Koga, K., Kobayashi, K., Sakamoto, M., Tanabe, Y., Tanaka, M. and Arakawa, M.: Three-dimensional dynamic analysis of knee joint during gait in medial knee osteoarthritis using loading axis of knee. *Gait and Posture* 42, 127-132, 2015.
- 11) 松尾智史，大森豪他：内側型変形性膝関節症における歩行時のスラスト現象と 3 次元下肢荷重線の関連性. 臨床バイオメカニクス 32, 401-406, 2011.
- 12) 小林弘樹，大森豪他：内側型変形性膝関節症における歩行立脚時の関節内接触状態の推定とスラストの影響. 臨床バイオメカニクス 33, 367-372, 2012.
- 13) Akai, M., Doi, T., Fujino, K., Iwaya, T., Kurosawa, H. and Nasu, T.: An outcome measure for Japanese people with knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 32, 1524-1532, 2005.
- 14) Kellgren, J.H. and Lawrence, J.S.: Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 16, 494-502, 1957.
- 15) Kobayashi, K., Sakamoto, M., Tanabe, Y., Ariumi, A., Sato, T., Omori, G. and Koga, Y.: Automated image registration for assessing three-dimensional alignment of entire lower extremity and implant position using bi-plane radiography. *J Biomech* 42, 2818-2822, 2009.
- 16) Grood, E.S. and Suntay, W.J.: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105, 136-144, 1983.
- 17) 岡田英孝，阿江通良，藤井範久，森丘保典：日本人高齢者の身体部分慣性特性. バイオメカ

ニズム 13, 125-139, 1996.

- 18) 阿江通良 : Kinematics と Kinetics をつなぐ身体部分慣性係数-その測定法と係数の比較. バイオメカニクス研究 1, 51-62, 1997.
- 19) Chang, A.H., Chmiel, J.S., Moisio, K.C., Almagor, O., Zhang, Y., Cahue, S. and Sharma, L.: Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 21, 1668-1673, 2013.
- 20) van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Wolterbeek, N., Knol, D.L., and Dekker, J.: Knee varus-valgus motion during gait -a measure of joint stability in patients with osteoarthritis? *Osteoarthritis Cartilage* 16, 522-525, 2008.
- 21) Andriacchi, T.P., Alexander, E.J., Toney, M.K., Dyrby, C., Sum, J.: A point cluster method for in vivo motion analysis: Applied to study of knee kinematics. *J Biomech Eng* 120, 743-749, 1998.