

茨城県立医療大学大学院博士論文

歩行立脚期における膝関節の運動解析

深谷 隆史

茨城県立医療大学大学院博士後期課程保健医療科学研究科

保健医療科学専攻

2013年3月

目次

論文要旨 P1
緒言 P4
第 I 部 歩行立脚期における膝関節運動の円滑さ P6
第 1 章 序論 P6
1. 1 研究背景 P6
1. 2 研究の意義と目的 P8
1. 3 研究のアウトライン P9
1. 4 研究の限界 P10
1. 5 研究の倫理的配慮 P10
第 2 章 歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに与える影響因子 P11
2. 1 はじめに P11
2. 2 対象と方法 P11
2. 2. 1 対象 P11
2. 2. 2 測定手順 P11
2. 2. 3 データ処理 P12
2. 2. 4 統計処理 P13
2. 3 結果 P14
2. 4 考察 P17
2. 5 小括 P18
第 3 章 歩行速度が歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに与える影響 P19
3. 1 はじめに P19
3. 2 対象と方法 P19
3. 2. 1 対象 P19
3. 2. 2 測定手順 P19
3. 2. 3 データ処理 P19
3. 2. 4 統計処理 P19
3. 3 結果 P20
3. 4 考察 P23
3. 5 小括 P24

第4章 軽度変形性膝関節症における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さと力学的変数の関係

	P25
4. 1	はじめに P25
4. 2	対象と方法 P25
4. 2. 1	対象 P25
4. 2. 2	変形性膝関節症の機能障害に対する評価 P25
4. 2. 3	測定手順 P27
4. 2. 4	データ処理 P28
4. 2. 5	統計処理 P28
4. 3	結果 P29
4. 3. 1	膝関節機能評価 P29
4. 3. 2	角度データ P29
4. 3. 3	床反力データ P30
4. 3. 4	AJC データ P32
4. 4	考察 P34
4. 5	小括 P35

第5章 前十字靭帯再建術後における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さと力学的変数の関係

	P36
5. 1	はじめに P36
5. 2	対象と方法 P36
5. 2. 1	対象 P36
5. 2. 2	測定手順 P36
5. 2. 3	データ処理 P36
5. 3	結果 P37
5. 4	考察 P39
5. 5	小括 P40

第6章 第I部のまとめ

.....	P41
-------	-----

第Ⅱ部 歩行立脚期における膝関節の 3次元運動解析に関する測定方法の 検討	• • • • • P42
第 1 章 序論	• • • • • P42
1. 1 研究背景	• • • • • P42
1. 2 研究の意義と目的	• • • • • P44
1. 3 研究のアウトライン	• • • • • P45
1. 4 研究の限界	• • • • • P46
1. 5 研究の倫理的配慮	• • • • • P46
第 2 章 歩行立脚期の膝関節運動の計測方法における Rigid Marker Set と Point Cluster Technique の比較検討	• • • • • P47
2. 1 はじめに	• • • • • P47
2. 2 対象と方法	• • • • • P47
2. 2. 1 対象	• • • • • P47
2. 2. 2 測定手順	• • • • • P47
2. 2. 3 データ処理	• • • • • P48
2. 2. 4 統計処理	• • • • • P49
2. 3 結果	• • • • • P49
2. 4 考察	• • • • • P52
2. 5 小括	• • • • • P53
第 3 章 Rigid Marker Set を用いた歩行立脚期における膝関節の運動解析の再 現性	• • • • • P54
3. 1 はじめに	• • • • • P54
3. 2 対象と方法	• • • • • P54
3. 2. 1 対象	• • • • • P54
3. 2. 2 測定手順	• • • • • P54
3. 2. 3 データ処理	• • • • • P55
3. 2. 4 統計処理	• • • • • P56
3. 3 結果	• • • • • P56
3. 4 考察	• • • • • P59
3. 5 小括	• • • • • P60

第 4 章 Rigid Marker Set を用いた歩行立脚期における膝運動解析の検査者 間信頼性の検討	・ ・ ・ ・ ・ P61
4. 1 はじめに	・ ・ ・ ・ ・ P61
4. 2 対象と方法	・ ・ ・ ・ ・ P61
4. 2. 1. 研究デザイン	・ ・ ・ ・ ・ P61
4. 2. 2. 対象	・ ・ ・ ・ ・ P61
4. 2. 3. 測定手順	・ ・ ・ ・ ・ P62
4. 2. 4. データ処理	・ ・ ・ ・ ・ P62
4. 2. 5. 統計処理	・ ・ ・ ・ ・ P62
4. 3 結果	・ ・ ・ ・ ・ P62
4. 4 考察	・ ・ ・ ・ ・ P64
4. 5 小括	・ ・ ・ ・ ・ P65
第 5 章 第 II 部のまとめ	・ ・ ・ ・ ・ P66
今後の展望	・ ・ ・ ・ ・ P67
総括	・ ・ ・ ・ ・ P68
謝辞	・ ・ ・ ・ ・ P69
引用文献	・ ・ ・ ・ ・ P70

表一覧

第 I 部

表 4-1. 変形性膝関節症治療成績判定基準 (JOA Knee Score)	・ ・ ・ ・ ・	P26
表 4-2. OA 群の JOA スコアにおける平均値と標準偏差	・ ・ ・ ・ ・	P29
表 4-3. OA 群の関節可動域の平均値と標準偏差	・ ・ ・ ・ ・	P29
表 4-4. 角度データから抽出した変数	・ ・ ・ ・ ・	P30
表 4-5. 床反力の前後成分と垂直成分の各変数の平均値と標準偏差	・ ・ ・ ・ ・	P31

第 II 部

表 2-1. 歩行立脚期における RMS と PCT による解剖学的特徴点の推定値の相関係数	・ ・ ・ ・ ・	P50
表 3-1. 研究協力者の特性	・ ・ ・ ・ ・	P54
表 3-2. 各研究協力者におけるセッション内の CMC	・ ・ ・ ・ ・	P57
表 3-3. 各研究協力者におけるセッション間の CMC	・ ・ ・ ・ ・	P57
表 3-4. 各研究協力者のセッション内における膝関節運動の SEM	・ ・ ・ ・ ・	P58
表 3-5. 各研究協力者のセッション内における関節トルクの SEM	・ ・ ・ ・ ・	P58
表 3-6. 各研究協力者のセッション間における膝関節運動の SEM	・ ・ ・ ・ ・	P58
表 3-7. 各研究協力者のセッション間における関節トルクの SEM	・ ・ ・ ・ ・	P58
表 4-1. 各研究協力者の歩行立脚期における膝関節角度の CMC	・ ・ ・ ・ ・	P64
表 4-2. 各研究協力者の歩行立脚期における膝関節角度の SEM	・ ・ ・ ・ ・	P64

図一覧

第 I 部

図 2-1. 本実験に用いた測定環境	・ ・ ・ ・ ・	P12
図 2-2. 歩行立脚期における相分け	・ ・ ・ ・ ・	P13
図 2-3. 歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・	P15
図 2-4. IC から PS までの 4 区間における AJC(rad ² /sec ⁵)	・ ・ ・ ・ ・	P15
図 2-5. 各区間における力学的変数の平均値と標準偏差	・ ・ ・ ・ ・	P16
図 2-6. 各区間における AJC と力学的変数の相関関係	・ ・ ・ ・ ・	P17
図 3-1. 快適歩行と遅い歩行における IC から PS までの 4 区間の AJC(rad ² /sec ⁵)	・ ・ ・ ・ ・	P21
図 3-2. IC - LR 区間における AJC の(rad ² /sec ⁵)の比較	・ ・ ・ ・ ・	P21
図 3-3. 歩行立脚期における膝関節角度, 膝関節の角速度及び角加速度の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・	P22
図 3-4. 歩行立脚期の床反力垂直成分の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・	P23
図 3-5. 立脚初期における床反力垂直成分の最大値	・ ・ ・ ・ ・	P23
図 4-1. 体表面マーカーの貼付部位	・ ・ ・ ・ ・	P27
図 4-2. 本実験に用いた測定環境	・ ・ ・ ・ ・	P27
図 4-3. 健常者群と OA 群の歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・	P30
図 4-4. 床反力の前後成分と垂直成分の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・	P31
図 4-5. 健常者と OA 群の各区間における AJC(rad ² /sec ⁵)の比較	・ ・ ・ ・ ・	P32
図 4-6. 健常者群の IC から PS までの 4 区間における AJC(rad ² /sec ⁵)	・ ・ ・ ・ ・	P33
図 4-7. OA 群における IC から PS までの 4 区間における AJC(rad ² /sec ⁵)	・ ・ ・ ・ ・	P33
図 5-1. 健側と ACL 再建術側の IC から PS までの各区間における AJC の値	・ ・ ・ ・ ・	P37

図 5-2. 床反力の前後成分と垂直成分の歩行立脚期の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・ P38
図 5-3. 膝関節伸展トルクの歩行立脚期の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・ P39

第 II 部

図 2-1. RMS と PCT	・ ・ ・ ・ ・ P48
図 2-2. RMS と PCT による膝関節角度の時系列変化	・ ・ ・ ・ ・ P51
図 3-1. 大腿部の中央外側面と下腿部の遠位外側面に貼付された RMS	・ ・ ・ ・ ・ P55
図 3-2. 研究協力者 2 の回旋運動におけるセッション内とセッション間の CMC の値と時系列データ	・ ・ ・ ・ ・ P57
図 4-1. 研究デザインの概要	・ ・ ・ ・ ・ P61
図 4-2. 研究協力者 3 の歩行立脚期における関節角度変化	・ ・ ・ ・ ・ P63

略語一覽

ACL	Anterior Cruciate Ligament
AJC	Angular Jerk Cost
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine
AVE	Average
BMI	Boby Mass Index
CAST	Calibrated Anatomical System Technique
CMC	Coefficient of Multiple Correlation
FS	Foot Strike
IC	Initial Contact
JOA	Japanese Orthopaedic Association
LR	Loading Response
MS	Mid Stance
OA	Osteoarthritis
PCT	Point Cluster Technique
PS	Pre Swing
PSIS	Posterior Superior Iliac Spine
RMS	Rigid Marker Set
SEM	Standard Error of Measurement
SD	Standard Deviation
TO	Toe Off
TS	Terminal Stance

博士論文に関連する研究業績

1. 投稿論文

- 1). Takashi Fukaya, Hirotaka Mutsuzaki, Yasuyoshi Wadano. Smoothness using angular jerk cost of the knee joint movement after a reduction in walking speed. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2013 in press.
(博士論文 第 I 部 第 3 章)
- 2). Takashi Fukaya, Hirotaka Mutsuzaki, Hirofumi Ida, Yasuyoshi Wadano. Two different protocols for knee joint motion analyses in the stance phase of gait: correlation of the rigid marker set and the point cluster technique. Rehabilitation Research and Practice, 2012 ; Article ID586348, 6pages.
(博士論文 第 II 部 第 2 章)
- 3). Takashi Fukaya, Hirotaka Mutsuzaki, Yasuyoshi Wadano. Reproducibility of knee movement analyses during the stance phase using the Anatomical Landmarks Calibration. Journal of Physical Therapy Science, 2012 ; 24(6) : 485-489.
(博士論文 第 II 部 第 3 章)

2. 学会発表

- 1). 深谷隆史, 六崎裕高, 和田野安良. 動作解析装置を用いた歩行立脚期における膝関節の円滑さの計測. 第 16 回日本福祉工学会 学術講演会 講演論文集, 2012 ; 25-26.
(博士論文 第 I 部 第 4 章)
- 2). 深谷隆史, 六崎裕高, 和田野安良. 前十字靭帯再建術後における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さと力学的変数の関係. 第 39 回日本臨床バイオメカニクス学会, 2012.
(博士論文 第 I 部 第 5 章)

論文要旨

本論文は、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに関する基礎的研究と運動解析に関する測定方法の検証の2部構成よりなっている。

身体運動における運動の円滑さを表す客観的な指標は、以前より運動中の加速度の時系列変化を捉えることにより示されている。具体的には、測定により得られた身体の位置座標や関節角度の変位から加速度もしくは角加速度を算出し、さらにその加速度（角加速度）を時間で微分することにより躍度（角躍度）という物理量が算出される。さらに躍度（角躍度）を時間で積分し、その二乗の総和（jerk cost）を利用することにより運動の円滑さを表すとしている。円滑さの指標である jerk cost は運動における加速度の時間変化率を表しているために、最も円滑な運動は等加速度運動であるといえる。そのため円滑さが減少している運動では、加速度に不規則で激しい変化が観察されると報告されている。変形性関節症や ACL 損傷などの関節構造の破綻を伴う疾患を呈した場合、不安定な状態での関節運動を強いられ関節メカニクスが変化する。そのため関節運動の円滑さなどの関節メカニクスの変化に着目した客観的な評価を行い、対応していくことが要求される。客観的な評価として関節運動の円滑さについての報告はいくつかあるが、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに着目した報告は見当たらず、健常者においてもその動態については明確になっていない。

そのため、第 I 部においては歩行立脚期における膝関節運動を角加速度の変化率を表す角躍度の総和（Angular Jerk Cost：以下 AJC）を用いて関節運動の円滑さという視点から、その動態について明らかにするための基礎的研究を行った。

第 2 章では健常成人を対象とし、膝関節の屈曲－伸展運動における運動の円滑さについて解析を行うとともに、運動の円滑さと力学的変数との関係を明らかにすることを試みた。運動の円滑さを表す AJC は立脚初期で最も大きな値を示し、立脚初期では運動の円滑さが減少することがわかった。また、歩行立脚期において床反力の垂直成分や膝関節トルクと有意な相関を示した。運動の円滑さの指標は、角加速度の変化率という運動学的変化を捉えるのみではなく、床反力や関節トルクなど身体に加わる運動力学的変数との関係を表すことができる可能性があり、歩行立脚期における膝関節の動態を理解する上で重要な指標になり得ると考えられた。

第 3 章では健常成人を対象とし、歩行速度の減少が歩行立脚期の運動の円滑さにどのような影響を与えるか検証することを試みた。歩行速度の相違による関節角度変化の違いは見られないが、快適歩行と比較すると歩行速度が減少することにより立脚初期の AJC の値は小さくなり、膝関節運動は円滑になることが明らかになった。快適歩行と同様に、遅い歩行速度では膝関節運動の円滑さは立脚初期で減少するが、歩行速度を遅くすることにより力学的変数や角加速度変化の影響が小さくなり、快適歩行よりも運動を円滑にすることが可能であることがわかった。この結果は、歩行速度が遅くなる変形性膝関節症患者の膝関節運動の動態に対する示唆を与えるものであったと考えられた。

第4章では軽度変形性膝関節症患者を対象とし、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについて AJC を用いて歩行立脚期における各相での円滑さの変化を明らかにするとともに、運動の円滑さと力学的変数の関係を検討すること、そして膝関節の屈曲－伸展運動を円滑さの指標を用いて健常者と比較し、その動態について明らかにすることを試みた。その結果、OA 群と健常者群では歩行立脚期の各区間における AJC のパターンは異なり、立脚初期では OA 群の AJC の値は有意に小さく、健常者と比べて運動は円滑になるが、OA 群では疼痛や可動域制限などの機能障害により、健常者群に認められるような立脚初期の力学的変化や運動学的変化への対応が困難となる。そのため、膝関節運動の角加速度変化を小さくし、機能障害に対して膝関節運動の円滑さを保証するようなストラテジーをとっていた。また、OA 群では LR-MS と MS-TS に比べ立脚後期の膝関節運動の円滑さが減少し、大きな力を発揮することにより膝関節の角加速度変化を大きくすることで身体の前方向への推進力を発揮していた。

第5章では ACL 損傷再建術後における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さを評価し、術側と健側の運動の円滑さについて検証するとともに歩行立脚期中の力学的変数との関係を検討することを試みた。第4章で示した OA 群と同様に ACL 再建術側では健側に比べ立脚初期では AJC の値は小さくなる傾向を示した。立脚初期では、他の時期に比べ身体に急激な力学的負荷が加わるとともに、膝関節運動の加速度変化が大きくなることによって AJC の値も大きくなり、運動をコントロールすることが要求される。健側ではそのような運動学的及び運動力学的変化に対しても対応可能な能力を有しているが、ACL 再建術後ではそれらの変化に対して運動をコントロールするだけの能力が欠如し、力学的負荷や膝関節運動の加速度変化を小さくすることによって運動を円滑に遂行しているのではないかと考えられた。

以上より、運動の円滑さの指標は、加速度の変化率という運動学的変化を捉えるのみではなく、床反力や関節トルクなど身体に加わる運動力学的変数との関係を表すことができ、本研究の結果は、運動の円滑さという視点から関節運動の動態を表すための評価指標としての基礎的データとなると考えられた。

第II部においては歩行立脚期における膝関節の三次元運動解析に関する測定方法の検討のために、本研究で用いた Rigid Marker Set (以下 RMS) による測定方法についての再現性及び Point Cluster Technique(以下 PCT)との比較検討による妥当性について検証した。現在、3次元動作解析装置による体表面マーカーを利用した膝関節の運動解析において精度の高い測定結果が得られると報告されているのは屈曲－伸展の矢状面における運動のみであり、前額面や水平面上での関節運動については十分な精度は得られておらず、依然議論されているところである。そのため、本研究では膝関節運動を3次元運動で捉え、健常成人を対象として運動解析に関する測定方法の検証のための基礎データを収集した。

第1章では先行研究により体表面マーカーによる測定精度が比較的高いとされる PCT と本研究で用いた RMS の測定結果の比較を行った。RMS と PCT より得られる解剖学的特徴点の推定は Y, Z 成分について非常に高い相関を示し、屈曲

－伸展及び外転－内転運動については誤差の範囲は非常に小さく，歩行立脚期30%以降では信頼性の高い結果が得られる可能性が示された。

第2章，第3章では本研究で用いた3点マーカであるRMSの検査者内及び検査者間の再現性を検証した。RMSによる解剖学的特徴点の推定を行う膝関節の三次元運動の算出は，検査者内及び検査者間においてその信頼性は高い結果となった。体表面マーカを利用した三次元動作解析の測定方法では，運動に対する皮膚の動きによる測定誤差は避けられない問題であるが，解剖学的特徴点を推定する方法を利用することにより，臨床的に利用できる程度まで測定誤差を軽減する可能性があることが考えられた。

本論文では，膝関節の三次元運動の計測精度の問題から，運動の円滑さに対する分析を屈曲－伸展運動の二次元運動のみを対象とした。しかしながら，多くの先行研究にあるようにlateral thrustや内反変形に代表される変形性膝関節症の前額面上における問題やACL再建術後の回旋不安定性など膝関節の運動は屈曲－伸展運動だけではなく，内反－外反や回旋運動が組み合わさった複合運動である。歩行立脚期における膝関節運動の円滑さにおける動態を明確にするためにも，三次元運動の解析を進めていくことは必須の課題であり，より精度の高い三次元動作解析の測定方法を構築していくことが今後の課題である。

緒言

歩行は日常生活における移動手段として重要な動作であり、歩行能力の低下は日常生活活動の制限のみならず生活の質までも低下させることになる。下肢関節の機能障害は歩行能力の低下を引き起こす要因となり、なかでも膝関節は歩行中に屈曲－伸展運動が大きく要求される関節である。さらに膝関節は蝶番関節であるために構造的に不安定な関節であり、荷重関節の中で歩行中に膝関節に加わる力は体重の約 7.1 倍になるとされる¹⁾。健常者における膝関節の歩行立脚期中の屈曲－伸展運動は踵接地時には伸展し、その後わずかに屈曲した後、立脚中期以降に最大伸展をとり、踵離地からつま先離地に向かい屈曲方向への運動が大きくなる^{2,3)}。この現象は二重膝作用 (double knee action) と呼ばれるが⁴⁾、変形性膝関節症を呈した患者では歩行立脚期中の二重膝作用が平坦化することが報告され⁵⁾、重症度の低い軽症例においても同様の現象がみられると報告されている^{6,7)}。過去の膝関節疾患に対する歩行分析の報告は、変形性膝関節症や前十字靭帯損傷患者などを対象にしたものが多く、歩行立脚期における膝関節運動の特徴については数多くの報告がなされている。

変形性膝関節症の進行の代表的なものとして、膝関節への異常な力学的負荷が挙げられ⁸⁾、変形性膝関節症を対象とした歩行分析では近年の動作解析装置の発展により、矢状面による運動のみならず、前額面の運動を分析対象とした報告が数多くみられる⁹⁻¹²⁾。前額面における膝関節運動の分析は lateral thrust に代表されるような歩行立脚期中の外側偏位や内反変形による膝関節への内反トルクなど、運動学的及び運動力学的にも有用な情報を与える。しかしながら、臨床的には変形性膝関節症の運動制限は屈曲－伸展運動で大きい。変形性膝関節症を呈した場合、歩行中の膝関節屈曲－伸展運動の可動性は低下し¹³⁾、joint stiffness が生じることも報告されており¹⁴⁾、その可動性が歩行立脚期の膝関節の動態に影響を与えるとされる。Dixon ら¹⁵⁾は歩行立脚期における膝関節の屈曲－伸展運動時の joint stiffness を角度変化と関節トルク変化から算出し、変形性膝関節症の患者では健常者に比べると joint stiffness が大きくなり、屈曲－伸展の関節運動が小さいと報告している。Harato ら¹⁶⁾のシミュレーション研究による報告では、膝関節に 15° 屈曲拘縮が生じた場合、歩行立脚期において膝関節には機械的な過負荷が生じるとしている。さらに、Henreksen ら¹⁷⁾は変形性膝関節症の患者では健常者と比較し、歩行中の力学的負荷を小さくしていると報告し、Zeni ら¹⁸⁾は変形性膝関節症の患者の歩行では、疼痛や筋力低下に応じて力学的負荷を小さくするように神経筋系の制御を変化させ、歩行速度を遅くしていると報告している。これらの報告にあるように、変形性膝関節症における歩行立脚期中の膝関節の屈曲－伸展運動の制限は関節への力学的負荷を大きくし、日常生活活動に影響を与えることは容易に推測できる。

また、膝関節の重要な構成要素である ACL は膝関節の安定性を保ち、複雑な膝関節の動きを誘導する重要な関節構成体であるために¹⁹⁾、ACL の損傷は将来的に変形性膝関節症への退行性変性を導く可能性があることが指摘されている

20)。ACL 損傷患者の歩行分析は過去に多く報告され²¹⁻²³⁾、ACL 損傷の受傷機転が屈曲 - 伸展方向に対する強制力のみならず回旋や内外反強制などの複合的な強制力が作用した際に発生することが多いため^{24,25)}、回旋運動を考慮した運動解析がしばしば報告されている。Scanlan ら²⁶⁾は ACL 再建術側と健側で比較したところ、屈曲 - 伸展運動では差は認められないものの、歩行立脚期中の膝関節外旋運動は再建術側で大きかったと報告している。一方で、Andriacchi ら²⁷⁾は ACL 損傷側では健側に比べ、歩行立脚期の直前に外旋運動が小さくなり、立脚初期の screw home movement が十分に生じず、同時期に ACL 損傷側では脛骨の前方移動が小さくなると報告している。

変形性膝関節症や ACL 損傷における膝関節の 3 次元運動の体表面マーカーを利用した運動解析については、測定方法における測定精度の問題が数多く取り上げられており、その計測結果の信頼性については依然議論されているところである。また、膝関節においては歩行立脚期中に屈曲 - 伸展運動が最も大きく、立脚初期における屈曲 - 伸展運動は急激な床反力により関節に生じる力を吸収するための運動のコントロールが要求されるため、関節運動が不安定な状態を強いられることにより、関節メカニクスが変化すると推測される。そのため、関節角度や変位量の変化だけでは捉えきれない運動学的変数（例えば加速度など）の変化にも着目しながら、その動態について詳細に分析を行っていくことが評価や治療への一助につながると考えられる。

近年の動作解析装置の発展は身体運動を運動学的及び運動力学的視点の 2 つの側面から解析することを可能としている。特に関節疾患を有した多くの症例に対して歩行分析を行うことにより、評価や治療に対する客観的なデータを提示し、治療効果を検証することが可能となることは有益であると考えられる。しかしながら、臨床的には身体運動における力学的負荷を計測するためには床反力などの大型装置の導入によるコスト面などの問題もあり、どこでも利用できる機器という域までには達していないのが現状である。

以上のことから、本論文では以下の 2 つを主題として取り上げ、
第 I 部 歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについて
第 II 部 歩行立脚期における膝関節の 3 次元運動解析に関する測定方法の検討
の 2 部構成とした。

第 I 部 歩行立脚期における膝関節運動の円滑さ

第 1 章 序論

1. 1 研究背景

日常生活において我々が行っている歩行という動作は、身体の各分節からなる多くの関節運動の組み合わせによって達成されるものであり、更に下肢を接地することにより生じる床面からの力に耐えうる、もしくは適応するだけの身体能力を有している必要がある。日常において歩行という動作に対して関節運動は意識的に行われているのではなく、身体に加わる力学的負荷などに対しても複雑な運動が無意識に阻害されることなく遂行されている。このようなことから歩行動作は最も高度に自動化した運動であり、一定のパターンが次々に反復、連続したものによって構成されている²⁸⁾。そのため通常歩行において各関節は協調的に作用し円滑な運動が行われていると考えられる。

身体運動における運動の円滑さを表す客観的な指標は、以前より運動中の加速度の時系列変化を捉えることにより示されている²⁹⁾。具体的には、測定により得られた身体の位置座標や関節角度の変位から加速度もしくは角加速度を算出し、さらにその加速度（角加速度）を時間で微分することにより躍度（角躍度）という物理量が算出される。さらに躍度（角躍度）を時間で積分し、その二乗の総和（jerk cost）³⁰⁾を利用することにより運動の円滑さを表すとしている。円滑さの指標である jerk cost は運動における加速度の時間変化率を表しているために、最も円滑な運動は等加速度運動であるといえる。そのため円滑さが減少している運動では、加速度に不規則で激しい変化が観察されると報告されている³¹⁾。Flash ら³⁰⁾は上肢の運動について、ある目標物に手を伸ばす際の手先の軌道は運動の始点と終点を結んだ直線に近い曲線になり、速度の曲線はベル型になることを報告し、jerk cost が最小となる軌道で手の運動を近似することができるという「躍度最小モデル」を提案した。彼らの提案した躍度最小モデルは運動の加速度変化率が小さいことによって運動が円滑であるとしている。この運動モデルの意義は、生体を含む物体が運動を引き起こすためには力の発生が必要となるが、彼らはあくまでも測定対象に対して力を考慮しない、つまり運動学的変数のみによって運動の円滑さを評価する試みが成されたことにあると考えられる。ここで運動力学を扱う上で重要なニュートンによる運動の法則を考えると、ニュートンの法則である $F=ma$ （ F は物体にかかる力、 m は質量、 a は物体の加速度を表す）により力は加速度に比例することから、躍度は力の時間変化率に比例すると考えられる。このことから加速度の時間変化率が最も小さい躍度最小モデルは、力の変化率を出来るだけ小さくしている運動であることがうかがえる。そのことを裏付けるように Uno ら³²⁾は上肢の運動について力を考慮したトルク変化最小モデルを提案しており、我々は日常において無意識に力の変化を少なくすることによって運動を円滑にしていると考えられる。また、Kitazawa ら³³⁾は運動の円滑さを表す jerk cost の評価指標に対して、この指標が積分値を利用しているために時間の長さの

違いによって影響を受けることや時間の長さによる運動距離を考慮する必要があるということを示した。そのため彼らは **jerk cost** に対して運動時間と運動距離で補正した躍度の指数である **jerk index** を提案し、小脳を損傷させた猫を実験モデルとして利用し **jerk index** の臨床応用への可能性を示唆している。

Sakata ら³⁴⁾によると躍度の大きさに対する解釈は 2 つ存在し、1 つには上述のように運動の円滑さが欠けるという解釈、もう 1 つは筋力が強いという解釈である。歩行立脚期における膝関節の運動を例に挙げると、関節運動の加速度変化率が最も大きいのは立脚初期が推測される。立脚初期は遊脚期から受けた身体の加速に対してブレーキをかけ、膝関節は体重の受け継ぎを補助する衝撃吸収の作用を持つために伸展位から屈曲位へと急速に切り替わる²⁾。この際、膝関節周囲筋で最も作用するのは大腿四頭筋であり、歩行立脚期の荷重応答期までに急激な収縮力を発揮する³⁾。立脚初期の衝撃吸収による膝関節屈曲作用は、大腿四頭筋の遠心性収縮を促すことによって筋に対する負荷は大きくなる³⁵⁾と考えられ、運動をコントロールする能力が求められることから、筋力が大きく発揮されると同時に運動の円滑さが損なわれると推測される。また、小島ら³¹⁾は ACL 損傷術後の患者に対して運動の円滑さという視点から膝関節の屈曲－伸展運動の円滑さについて報告し、術側は非術側に比べ屈曲運動中の膝関節の円滑さが損なわれていることを確認した。しかし彼らの報告は非荷重位によるものであり、歩行立脚期中の膝関節運動の円滑さについては依然明確になっていない。

これらのことから運動の円滑さの指標は、加速度の変化率という運動学的変化を捉えるのみではなく、床反力などの身体に加わる運動力学的変数との関係を表すことができる可能性があり、関節運動の動態を表すための評価指標として有用となる可能性がある。

1. 2 研究の意義と目的

変形性関節症や ACL 損傷などの関節構造の破綻を伴う疾患を呈した場合、不安定な状態での関節運動を強いられ関節メカニクスが変化する。そのため関節運動の円滑さなどの関節メカニクスの変化に着目した客観的な評価を行い、対応していくことが要求される³⁶⁾。特に歩行立脚期においては床反力や関節トルクといった運動力学的負荷に対する膝関節への影響は無視することは出来ず、膝関節には角度変化だけでは捉えることが出来ない、運動をコントロールするための運動力学的負荷に対応する加速度の変化が生じると考えられる。物理量としては、加速度の変化率は運動の円滑さと解釈することができ、この加速度変化の大きい運動は円滑さが減少しているとされている。客観的な評価として関節運動の円滑さについての報告はいくつかあるが^{34,37,38)}、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに着目した報告は見当たらず、健常者においてもその動態については明確になっていない。

運動力学的観点から、立脚初期には大腿四頭筋による最初のピーク、立脚後期には下腿三頭筋による 2 つ目のピーク値が存在し、歩行立脚期の膝関節には力学的負荷が大きく加わる³⁹⁾。また通常歩行における立脚期中の下肢関節への力学的負荷は筋や重力によるとも報告されている⁴⁰⁾。運動学的観点から、立脚初期では、膝関節は接地による衝撃吸収のために、伸展から屈曲への関節運動が急激に生じ、さらに身体の制動や加速により膝関節には大きな加速度変化が生じる。加速度変化の大きな運動は円滑さに欠ける運動であるとされ⁴¹⁾、ニュートンの第 2 法則 ($F=ma$) から関節の加速度変化はそこに加わる力に影響を与えると考えられるが、運動の円滑さと力学的変数の関係は明確になっていない。

このように歩行立脚期における運動の円滑さと力学的変数である床反力や関節トルクとの間の関係を検証することにより、運動学的変数にて運動力学的変数を推定することが出来る可能性があり、運動解析をより臨床的に扱いやすくすることが可能になることが期待される。そのため、歩行立脚期における膝関節運動を角加速度の変化率を表す角躍度の総和 (AJC) を用いて関節運動の円滑さという視点から、その動態について明らかにするための基礎的研究を行った。本研究の目的は歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについて、運動力学的変数との関係を検証するとともに、歩行立脚期における各相での円滑さの変化を明らかにすることである。

1. 3 研究のアウトライン

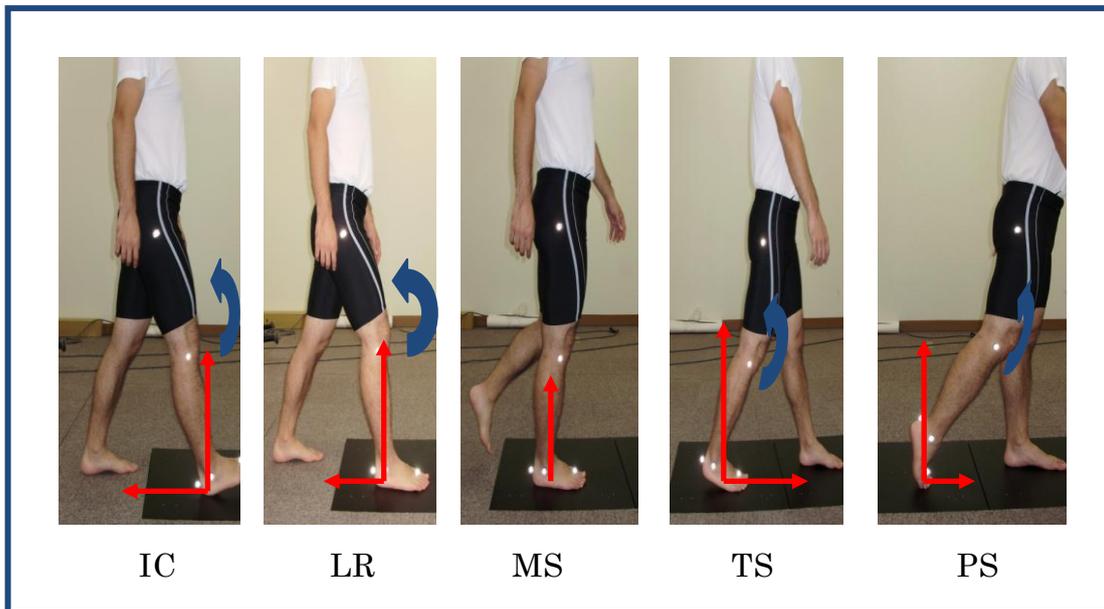
歩行立脚期における膝関節の屈曲－伸展運動



健常者や軽度変形性膝関節症, ACL 再建術後患者を対象

AJC による運動の円滑さの計測

[歩行立脚期における相分け]



研究目的

歩行立脚期における膝関節運動の円滑さと力学的負荷について検証する。

歩行立脚期における各相での円滑さの変化を明らかにする。



歩行立脚期における膝関節の二次元運動（屈曲－伸展）の円滑さを把握することにより，膝関節への力学的負荷を推定。

歩行立脚期における膝関節運動は屈曲－伸展運動における運動の円滑さを検証。

1. 4 研究の限界

本研究における限界には以下のようなことが挙げられる。

- 1) 運動の円滑さは大腿部と下腿部からなる膝関節の円滑さを表したものであり、摩擦係数で表されるような関節面の滑らかさを表したものではない。
- 2) 本研究では膝関節を脛骨大腿関節として捉え、膝蓋骨と大腿骨からなる膝蓋大腿関節については考慮していない。
- 3) ACL 再建術後患者の測定は術式を統一したために、研究協力者数が少ない。

1. 5 研究の倫理的配慮

本研究において行われたすべての実験研究は、茨城県立医療大学倫理委員会の承諾（承認番号：392 承認日：平成 22 年 5 月 24 日 研究課題名：歩行・立ち上がり・階段昇降における膝関節の運動解析）を得て実施されたものであり、研究協力者には事前に書面にて研究の目的及び内容を説明し同意を得て行った。

第 2 章 歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに与える影響因子

2. 1 はじめに

本研究では、身体の前方向移動を制動することが要求される立脚初期に膝関節運動の円滑さは減少し、膝関節トルクや床反力などの力学的変数と運動の円滑さの間には相関性が存在するという仮説をたてた。本研究の目的は健常成人を対象とし、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについて AJC を用いて立脚期における各相での円滑さの変化を明らかにするとともに、運動の円滑さと力学的変数の相関性を明らかにすることである。

2. 2 対象と方法

2. 2. 1. 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく、日常生活動作の制限を有しない健常成人 11 名（男性 5 名，女性 6 名）である。研究協力者の特性は年齢 27.4 ± 5.8 歳，身長 1.65 ± 0.12 m，体重 61.1 ± 10.8 kg，BMI 22.3 ± 2.1 kg/m²（mean \pm sd）であった。

2. 2. 2. 測定手順

測定環境を図 2-1 に示した。研究協力者はハーフパンツを着用し、裸足にて対象となる下肢に直径 9.5mm の体表面マーカーを貼付した。マーカーの貼付位置は体表面の指標を触診により確認し、大転子の最突出部，大腿骨外側顆，外果，踵骨隆起，第 2 中足骨頭に対して両面テープで直接皮膚に貼付した。測定には 8 台のカメラと光学式モーションキャプチャ・システム（Vicon, Oxford, UK），床反力計（Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland）を用い、それぞれサンプリング周波数は 200Hz とした。全ての研究協力者に対しては歩行計測に先立ち、静止立位による計測を 10 秒間行った。静止立位の測定では研究協力者に対して、膝関節を伸展し、足先は進行方向を向くように指示した。静止立位により得られた各体表面マーカーの座標値から膝関節の屈曲-伸展における関節角度を算出し、歩行計測の際の膝関節運動の基準値とした。なお、静止立位時の膝関節角度は 10 秒間の平均値を用いた。静止立位の測定後、10m の歩行路を快適歩行速度で歩くように指示した。その際、計測対象となる下肢で床反力計を踏むように指示し、その動作に慣れるまで数回練習試行を行った。本研究では、歩行路に対して左右方向を X 軸（右方向が正），進行方向を Y 軸（進行方向が正），垂直方向を Z 軸（上向きが正）とし、それぞれが直交する右手系の静止座標系を定義した。なお、本研究の分析対象は矢状面に限定したため、X 軸のデータは分析に含まなかった。試行数は 5 試行とし、分析には各研究協力者の 5 試行の平均値を用いた。

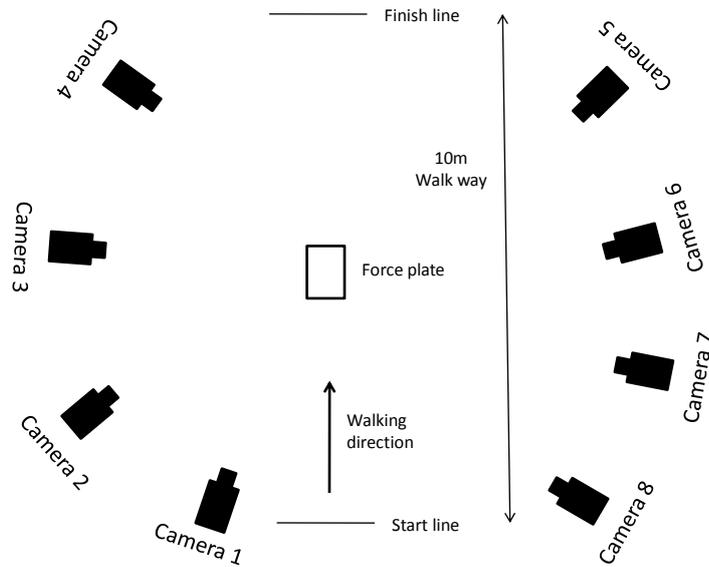


図 2-1. 本実験に用いた測定環境

2. 2. 3. データ処理

分析区間は対象となる下肢が床反力計に接地してから離れるまでの立脚期とし、接地した時点に着床初期 (initial contact : IC), 離れた時点を遊脚前期 (pre swing : PS) とした。また、歩行立脚期を Perry³⁾により提唱されたように着床初期 (initial contact : IC), 荷重反応期 (loading response : LR), 立脚中期 (mid stance : MS), 立脚終期 (terminal stance : TS), 遊脚前期 (pre swing : PS) と定義した (図 2-2)。得られた生データは 6Hz のローパスフィルタを用いて平滑化し、立脚期に得られた各体表面マーカーの座標値と床反力の Y 軸成分及び Z 軸成分の値から膝関節の屈曲-伸展角度と膝関節トルクを算出した。大腿骨外側上顆から大転子に向かうベクトルと大腿骨外側顆から外果に向かうベクトルのなす角度を膝関節角度とした。静止立位時に得られた膝関節の屈曲-伸展角度を基準値とし、歩行時の膝関節角度は基準値からの変化量として算出した。関節トルクは逆動力学手法により算出し、以下の式により膝関節トルクを求めた。

$$F_k = m_s + F_a - m_s g$$

$$M_k = H_s + M_a + F_a (J_a - C_s) - F_k (J_k - C_s)$$

ここで F_k と F_a はそれぞれ膝関節と足関節の関節間力, m_s は下腿質量, g は重力加速度, M_k と M_a はそれぞれ膝関節と足関節の関節トルク, H_s は下腿角運動量, J_a と J_k はそれぞれ足関節と膝関節の関節中心, C_s は下腿質量中心を表す。なお、身体部分慣性係数は阿江ら⁴²⁾により報告された推定係数を利用した。

膝関節運動の円滑さを求めるために、立脚期で得られた膝関節角度を時間で 3

回微分することにより角躍度を求めた。さらに以下の方程式により AJC を算出した 19)。

$$AJC = \frac{1}{2} \int_0^{tf} \left(\frac{\Delta^3 \theta}{\Delta t^3} \right)^2 dt$$

ここで AJC は角躍度の総和(rad²/sec⁵)，θ は膝関節角度(rad)，t は時間(sec)を表す。なお，AJC は IC から LR (①)，LR から MS (②)，MS から TS (③)，TS から PS (④) までの各 4 区間 (図 2-2) でそれぞれに算出し，区間毎に要した時間で割ることによりその区間での AJC の平均値を算出した。

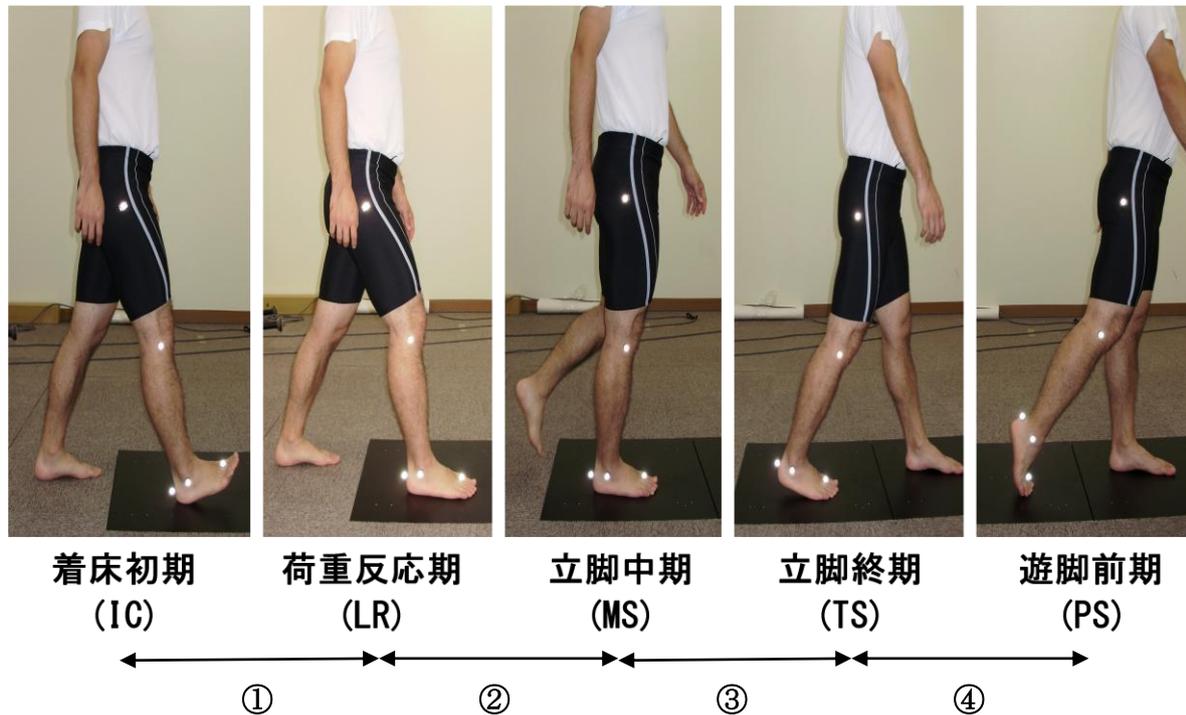


図 2-2. 歩行立脚期における相分け

2. 2. 4. 統計処理

得られた AJC の値に対しては分布の正規性を保証するために対数変換を行い，その後の統計処理に利用した。4 区間における AJC を比較するために，反復測定による一元配置分散分析を行い，各区間における主効果が有意であった場合，Bonferroni 法を用いた多重比較を行った。また各区間の AJC と力学的変数の相関性を検証するために，膝関節トルク，床反力の垂直成分と前後成分の 3 つの力学的変数に対して各 4 区間における平均値を算出し，AJC と各力学的変数の間の関係についてピアソンの積率相関係数を算出した。今回のすべての分析においては有意水準を 5%未満とした。なお，一連のデータ解析は統計パッケージ SPSS ver19.0 を用いて行った。

2. 3 結果

図 2-3 に歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化を示した。全ての研究協力者の 4 区間における AJC の値に対して対数変換を行った後の平均値と標準偏差を図 2-4 に示した。各区間における AJC の値に有意差を認め、多重比較を行った結果、IC-LR は他の 3 区間(LR-MS, MS-TS, TS-PS)に比べて有意に大きい結果を示した(図 2-4)。図 2-5 に歩行立脚期の各区間における膝関節伸展トルク、床反力の垂直成分と前後成分の平均値を示した。各区間の AJC と力学的変数の相関性を検証した結果、IC-LR では AJC と床反力の垂直成分が有意に正の相関(0.71)を示した(図 2-6a)。LR-MS の区間では AJC と膝関節トルクと有意に正の相関(0.64)を示し(図 2-6b), MS-TS の区間では AJC と床反力の垂直成分が有意に負の相関(-0.69)を示した(図 2-6c)。さらに TS-PS の区間では AJC との間に膝関節トルクと床反力の垂直成分がそれぞれ 0.74 と 0.61 と有意に正の相関を示した(図 2-6d,e)。

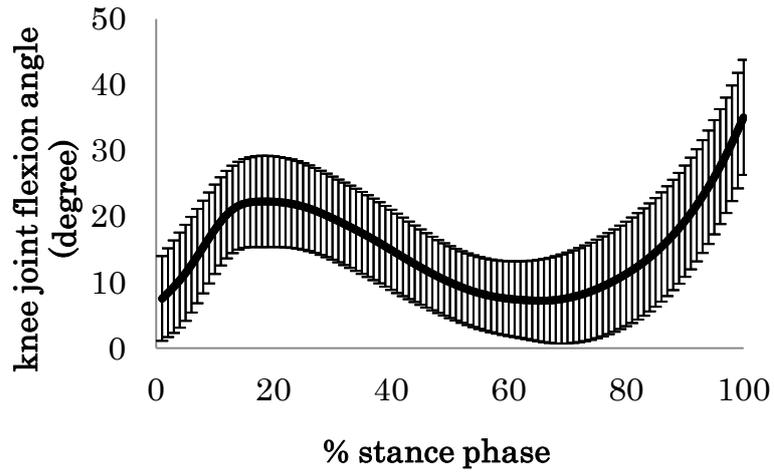


図 2-3. 歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化
縦線は標準偏差を表す。

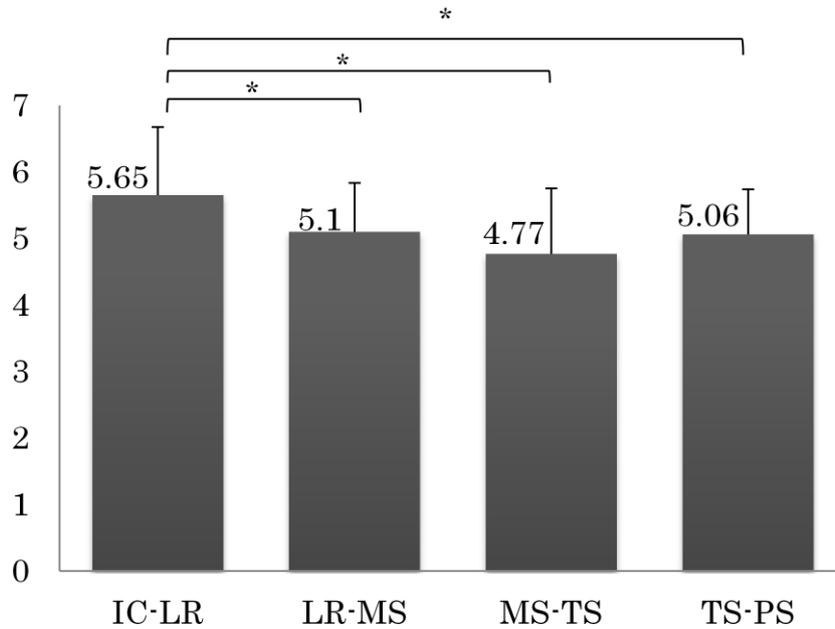


図 2-4. IC から PS までの 4 区間における AJC(rad²/sec⁵)
全ての値を対数変換後の数値として表し、平均値と標準偏差を示した。
縦線は標準偏差を表す。
* : 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

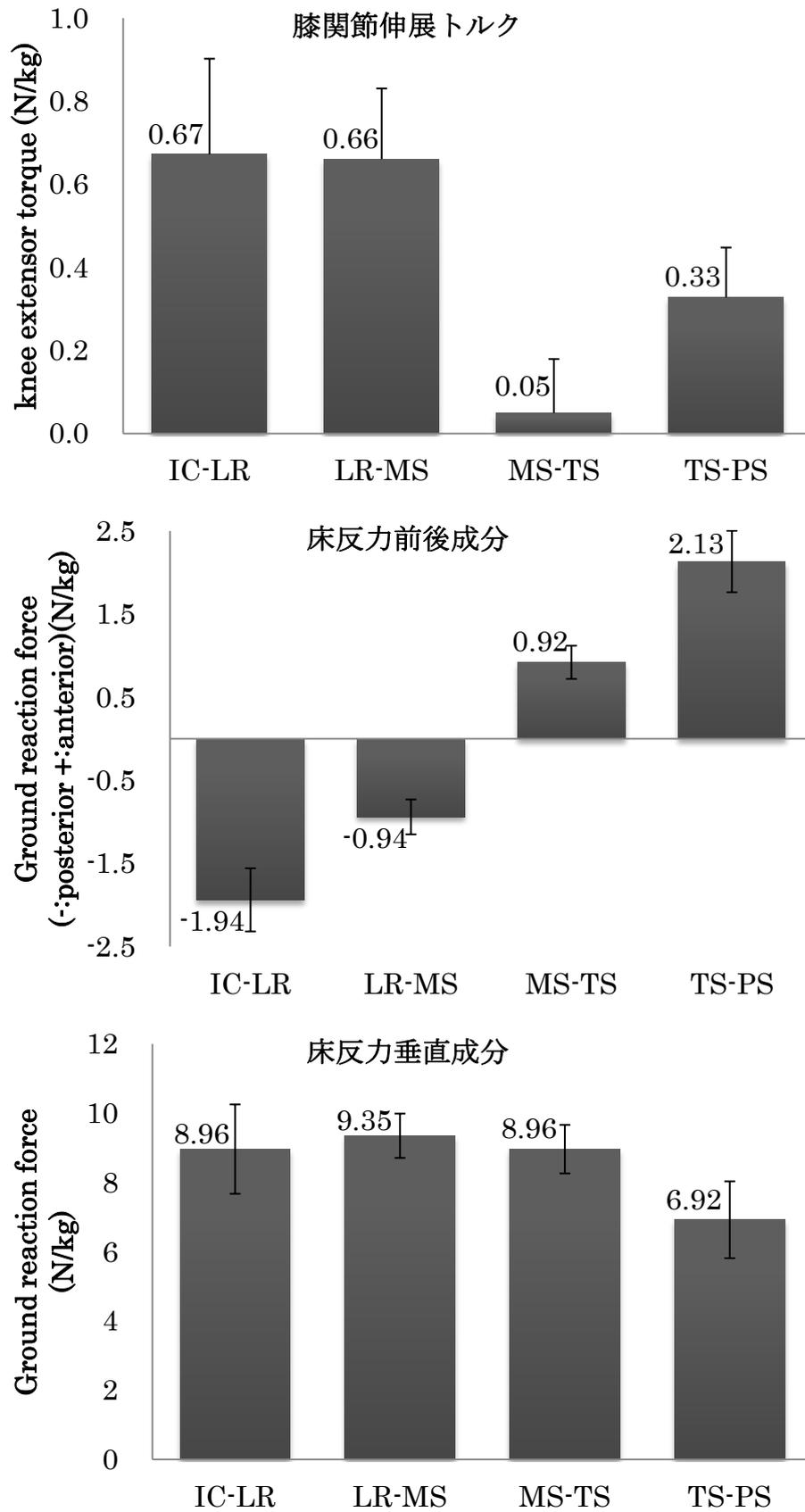


図 2-5. 各区間における力学的変数の平均値と標準偏差
縦線は標準偏差を表す。

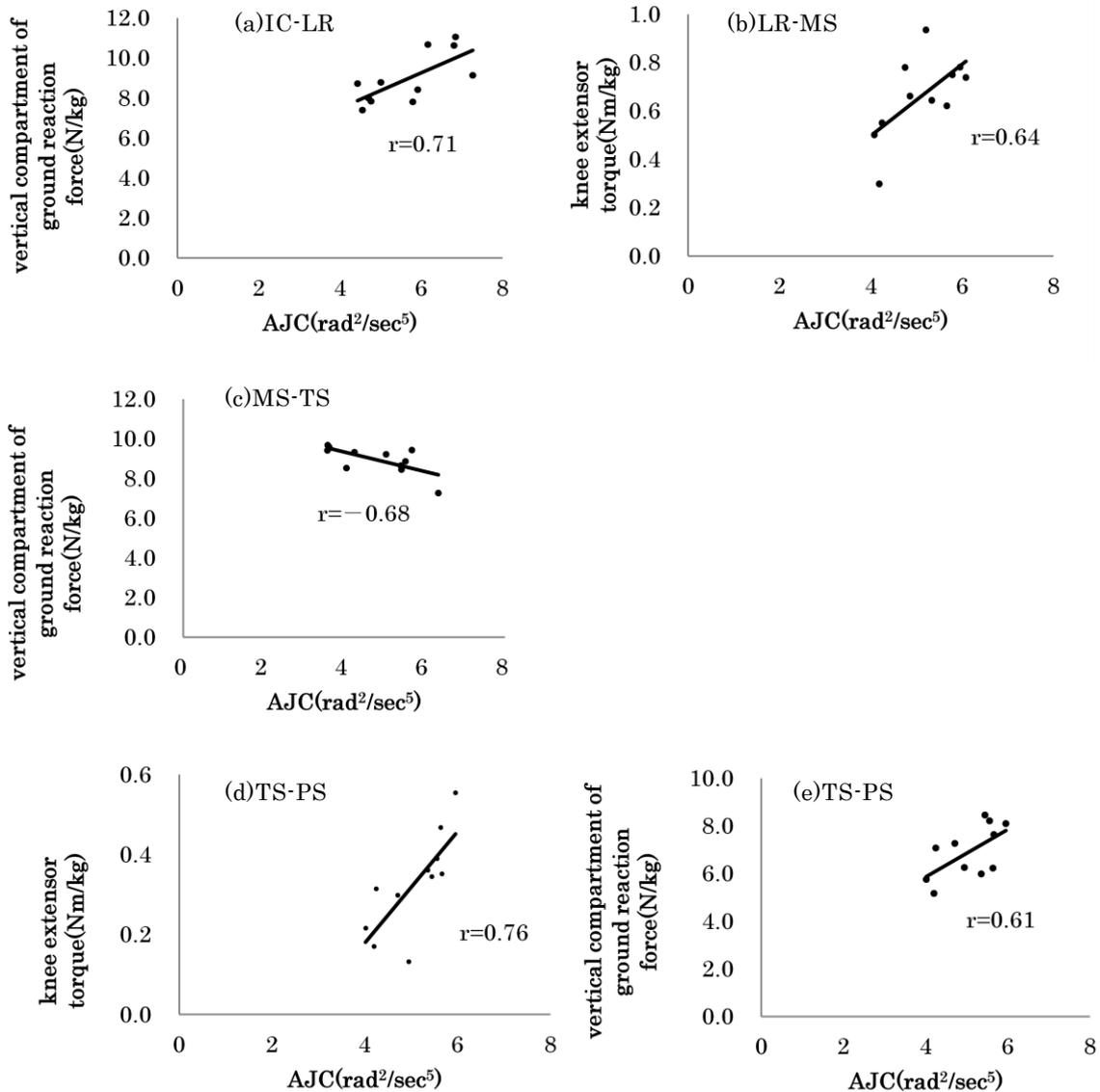


図 2-6. 各区間における AJC と力学的変数の相関関係
 r はピアソンの積率相関係数による値を示す。($p < 0.05$)

2. 4 考察

本研究では角躍度を歩行立脚期における膝関節運動の運動学的指標として利用した。角躍度は関節角度の時系列データを時間で 3 回微分することにより計算されているため、生データはノイズにより増幅される傾向となり、その後のデータの分析に大きな影響を及ぼす。そのため本研究では得られた生データをバターワースデジタルフィルタ⁴³⁾を用いてノイズ成分を取り除いたが、適当な遮断周波数に関しては客観的な値は示されておらず、主観的な判断に委ねられる。本研究では遮断周波数を 6Hz で平滑化した⁴⁴⁾が、平滑化後に算出した関節角度や関節トルクのデータから歩行動作であれば十分ノイズを取り除けていると判断した。

角躍度の評価に対する解釈は 2 つに分けられるといわれる³⁴⁾。高い角躍度の値は、1 つには筋力が大きく発揮されているということ、もう 1 つの解釈は運動の

円滑さが減少していることを表している。過去の報告における AJC による評価は主に上肢の動きに対する報告があり^{32,33)}、上肢のある点からある点までの移動動作では動作開始から終了までの速度がベル型状となり、ほぼ直線で動いた時に最も円滑な運動であることが数学的モデルで示されている³⁰⁾。そのため最も円滑な運動は躍度が最小となり、躍度の値が高いことは運動の円滑さが減少していることを表している⁴¹⁾。さらにランニング選手と非ランニング選手における下肢の動きではランニング動作と速い歩行においてランニング選手のほうが下肢の動きが円滑であったと報告されていることから³⁷⁾、運動の円滑さは無意識に自動化されることにより制御されていると考えられている³³⁾。

本研究では、歩行立脚期を 4 相に分けて分析を行ったが、IC-LR の区間は他の区間に比べ最も AJC が大きく、膝関節運動の円滑さが減少していることが示唆され、立脚初期に膝関節運動の円滑さは減少するという仮説が確認された。立脚初期では膝関節伸展トルクと膝伸展筋群の活動が大きいという報告⁴⁵⁾がされており、この時期は力学的負荷への対応として膝関節は屈曲方向への運動を示し衝撃を吸収することが要求される³⁾。さらに踵接地時は脛骨の加速度変化が大きくなることから⁴⁶⁾、角加速度の変化も大きくなり運動の円滑さが減少すると考えられる。本研究の結果、立脚初期に運動の円滑さが減少し、AJC の値が高くなったのは、関節トルクや床反力によって加わる運動力学的負荷に対する膝関節の運動学的適応と考えられる。

本研究の結果から、歩行立脚期に膝関節運動の円滑さは関節トルクや床反力の垂直成分と相関する結果が得られた。床反力の垂直成分は IC から PS までの 4 区間の平均値では大きな違いはみられないが、IC-LR の区間においては床反力の垂直成分が短い時間に急激に大きくなる時期でもあり、AJC が大きくなる時期と一致している。床反力の大きさと AJC の値が高い相関を示すことによって、AJC のような運動学的変数で膝関節への力学的負荷の推定を代用できる可能性があれば、1 台のカメラや電気角度計など臨床的に扱いやすい機器によって力学的負荷に対する膝関節の動態を示すことが可能となると考えられる。

本研究は健常成人を対象として行われたものであり、今回の結果を即座に変形性膝関節症などの患者に結び付けることができない。しかしながら、健常成人においても立脚初期は他の時期に比べ膝関節の運動の円滑さが減少し、膝関節の力学的負荷が最も生じやすい時期であることが示唆された。

2. 5 小括

本研究の結果から、AJC により運動の円滑さを評価することは、歩行立脚期の膝関節の動態を理解する上で重要な指標となり得る可能性があり、膝関節疾患を有した患者に対する歩行分析の一つの評価指標として応用することが可能であった。

第3章 歩行速度が歩行立脚期における膝関節運動の円滑さに与える影響

3.1 はじめに

一般的に歩行速度を減少することによって膝関節への力学的負荷は減少することが報告されている⁴⁷⁻⁴⁹⁾。この歩行速度の減少は関節に対して力学的変数に対して影響を与えるのみではなく、運動学的変数に対しても影響を与えると考えられるが、歩行速度の減少が運動学的変数である膝関節運動の円滑さにどのように影響を与えるかは明確になっていない。

本研究では、歩行速度が減少することにより立脚初期の膝関節の制動や加速の変化が小さくなることが予測され、そのため膝関節運動は円滑になるという仮説をたてた。本研究の目的は歩行速度の減少が歩行立脚期の膝関節運動の円滑さにどのような影響を与えるかを検証することである。

3.2 対象と方法

3.2.1. 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく、日常生活動作の制限を有しない健常成人 12 名（男性 6 名，女性 6 名）である。研究協力者の特性は年齢 30.4 ± 6.3 歳，身長 $1.67 \pm 0.12\text{m}$ ，体重 $64.83 \pm 13.95\text{kg}$ ，BMI $23.13 \pm 2.52\text{kg/m}^2$ (mean \pm sd) であった。

3.2.2. 測定手順

研究協力者に対して、10m の歩行路を最初に快適歩行速度で歩くように指示し、快適歩行速度の計測が終了した後で遅い歩行速度で歩くように指示した。また、歩行計測は 10m の歩行路を快適歩行速度と遅い歩行速度で各 3 試行を行い、分析には各研究協力者の 3 試行の平均値を用いた。

その他の測定手順及び測定環境は第 2 章の 2.2.2 測定手順と同一手続きにて行った。

3.2.3. データ処理

分析区間は及び AJC の算出は第 2 章 2.2.3 データ処理と同一手続きにて行った。

3.2.4. 統計処理

各研究協力者の快適歩行と遅い歩行の各 3 試行の歩行立脚期の IC から PS までの 4 区間における AJC の平均値と標準偏差を算出した。得られた AJC の値に対しては分布の正規性を保証するために対数変換を行い、その後の統計処理に利用した。快適歩行と遅い歩行におけるそれぞれの 4 区間の AJC を比較するために、反復測定による一元配置分散分析を行い、各区間における主効果が有意であった場合、Bonferroni 法を用いた多重比較を行った。さらに、快適歩行と遅い歩行の

各区間における AJC の差を比較するために t 検定を行った。また、快適歩行と遅い歩行の立脚初期における床反力垂直成分の最大値の比較を行うために t 検定を行った。今回のすべての分析においては有意水準を 5%未満とした。なお、一連のデータ解析は統計パッケージ SPSS ver19.0 を用いて行った。

3. 3 結果

全研究協力者の快適歩行と遅い歩行における歩行速度はそれぞれ、 $1.44 \pm 0.14\text{m/sec}$ と $1.17 \pm 0.12\text{m/sec}$ であった。

図 3-1 に快適歩行と遅い歩行の歩行立脚期における IC から PS までの各区間の AJC を示した。分散分析の結果、各区間における AJC は有意な差が認められたので、多重比較を行った。その結果、快適歩行及び遅い歩行ともに IC-LR の AJC は LR-MS, MS-TS に対して有意に大きな値を示した。また、TS-PS の AJC が MS-TS に比べ有意に大きな値を示した。

IC-LR の AJC の値は快適歩行に比べ、遅い歩行で有意に小さな値を示したが (図 3-2)、他の区間では歩行速度の違いによる AJC の値に有意な差は認めなかった。

図 3-3 に歩行立脚期における膝関節角度、膝関節の角速度及び角加速度の時系列変化を示した。また、図 3-4 に歩行立脚期の床反力垂直成分の時系列変化を示し、図 3-5 に立脚初期における床反力垂直成分の最大値を全研究協力者の平均値として示した。

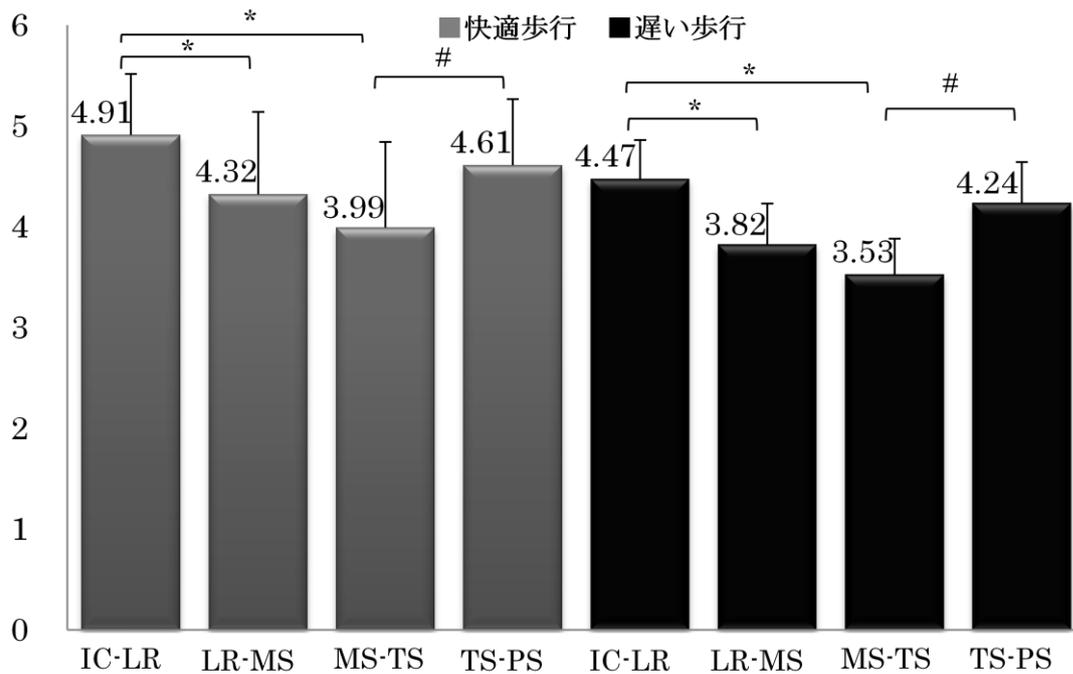


図 3-1. 快適歩行と遅い歩行における IC から PS までの 4 区間の AJC(rad²/sec⁵)

全ての AJC の値は対数変換後の値を示し、平均値と標準偏差を示した。
 図中の縦線は標準偏差を表す。

* : 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

: 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

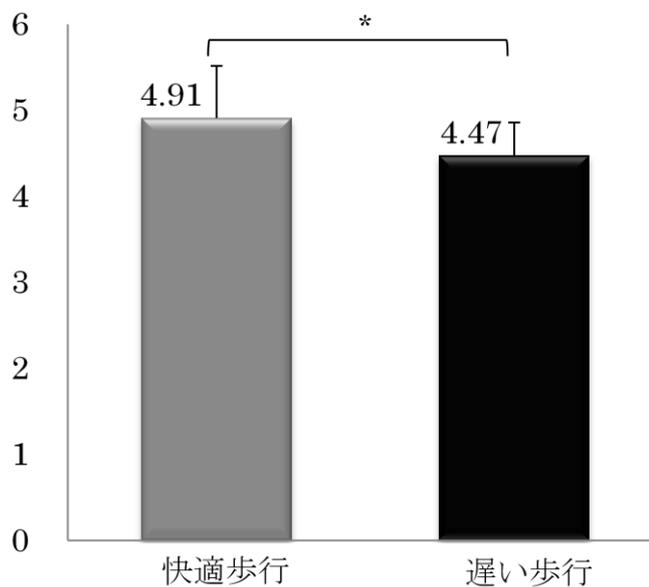


図 3-2. IC - LR 区間における AJC の(rad²/sec⁵)の比較

AJC の値は対数変換後の値を示し、平均値と標準偏差を示した。

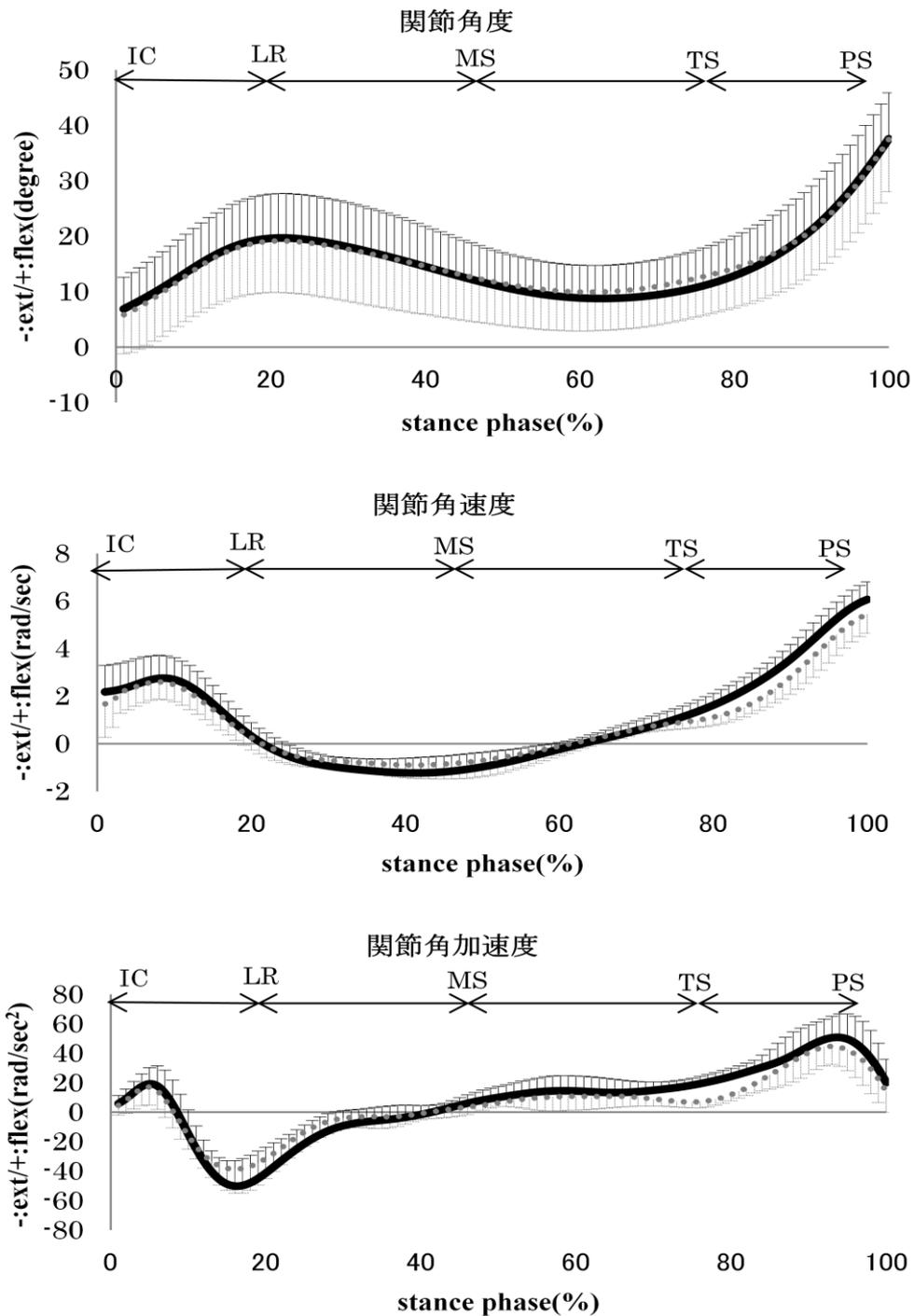


図 3-3. 歩行立脚期における膝関節角度，膝関節の角速度及び角加速度の時系列変化

黒色は快適歩行，灰色は遅い歩行を表す。

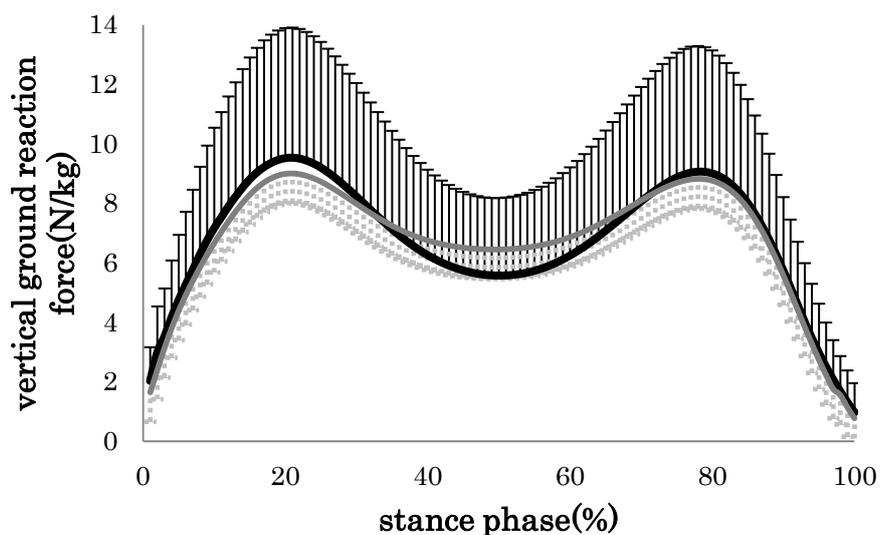


図 3-4. 歩行立脚期の床反力垂直成分の時系列変化

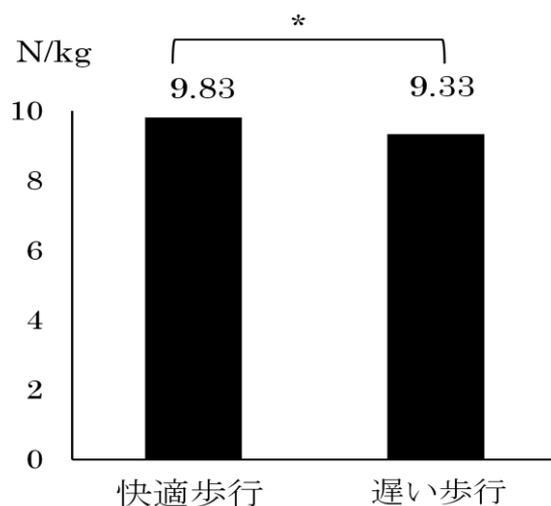


図 3-5. 立脚初期における床反力垂直成分の最大値

* : 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

3. 4 考察

歩行速度は歩行中の関節の動きに影響を与える一つの要因であり⁵⁰⁾, 近位の関節は遠位の関節に比べると歩行中のバランス制御に対して大きな役割を担うとされる⁵¹⁾。また, 歩行速度が異なる際の関節運動の協調性は股関節や膝関節の運動をコントロールすることによって変化させていると報告している⁵²⁾。本研究では, 第 2 章と同様に歩行立脚期を 4 区間に分けて分析を行った。その結果, 快適歩行及び遅い歩行の両方において, 膝関節運動の円滑さを示す AJC の値は LR-MS, MS-TS の区間に比べ IC-LR の区間で有意に大きくなり, IC-LR の区間では運動

の円滑さが減少することがわかった。立脚初期の膝関節には大きな膝関節伸展トルクの発生による膝関節伸展筋群の活動が著明になる時期でもあり⁴⁵⁾、踵接地における脛骨の加速度の変化が大きくなり⁴⁶⁾、その結果膝関節の角加速度も増加するために、立脚初期の膝関節運動の円滑さが減少すると考えられる。

本研究の結果、2つの歩行速度では遅い歩行速度のほうが歩行立脚期における膝関節運動は円滑になることが示された。立脚初期における膝関節の角速度は遅い歩行速度で小さく、膝関節の小さな角加速度の変化は急激な力学的変化に対するコントロールを容易にしていると考えられる。さらに、本研究の結果から床反力垂直成分の最大値が快適歩行よりも小さいために、膝関節への力学的負荷は遅い歩行で減少すると考えられた。ニュートンの第2法則から、関節に影響を与える力は関節への加速度の変化にも影響を与えると考えられ、結果的に遅い歩行のAJCは床反力の影響が小さいために快適歩行よりも小さな値をとり、運動が円滑になると考えられた。

本研究では、他の下肢や体幹の分析を含んでおらず、歩行におけるこれらの変数と膝関節の関係については今後の課題である。さらに、本研究は健常成人を対象として行われたものであり、今回の結果を変形性膝関節症などの患者に結び付けることができない。しかし、変形性膝関節症における歩行速度減少の膝関節への影響が報告されていることから⁴⁷⁻⁴⁹⁾、歩行速度が減少することによる運動の円滑さを評価することは、関節メカニクスの変化を評価していく上で重要な示唆を得られる可能性があると考えられる。そのため、次章では変形性膝関節症や靭帯損傷を呈した患者の運動の円滑さを取り上げる。

3. 5 小括

本研究の結果から、膝関節運動の円滑さは立脚初期で減少するが、歩行速度を遅くすることによって力学的変数や角加速度変化の影響が小さくなり、快適歩行よりも運動を円滑にすることが可能であることがわかった。AJCは立脚初期における膝関節運動の円滑さを理解する上で重要な指標であり、歩行立脚期の膝関節運動を角度や角速度の変化だけではなく、運動の円滑さから評価することで、膝関節の動態をより詳細に表すことが可能である。

第4章 軽度変形性膝関節症における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さ

4.1 はじめに

本邦では高齢化社会が進み、今後一層加速していくことは必至であり、加齢に伴う退行変性を基盤とした変形性関節症疾患が増加することは容易に想像がつく。変形性関節症の発症要因には加齢に伴う軟骨、軟骨下骨、滑膜といった関節構成体の生物学的変化、加齢に伴って生じる関節構成体の力学特性や構造的変化、異常負荷、外傷など外力の程度といった生体力学的変化が挙げられる⁵⁾。特に膝関節は骨構造上の特徴から不安定な状態を呈し、その安定性を関節包や靭帯、筋などに依存している。構造的な脆弱性から変形性膝関節症は国内で年間約90万人が新たに発症しているとされ⁵³⁾、高齢者の膝関節疾患においてその罹患率は非常に高いとされる⁵⁴⁾。

本研究では、変形性膝関節症患者の膝関節運動の円滑さは力学的対応が求められる立脚初期に減少し、健常者と比べて力学的変数が小さくなることによりAJCが小さくなると仮説をたてた。本研究の目的は変形性膝関節症患者を対象とし、歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについてAJCを用いて立脚期における各相での円滑さの変化を明らかにするとともに、運動の円滑さと力学的変数の関係を検討すること、そして膝関節の屈曲-伸展運動を円滑さの指標を用いて健常者と比較し、その動態について明らかにすることとした。

4.2 対象と方法

4.2.1 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく、疼痛や関節可動域、日常生活動作の制限を有しない健常成人10名（男性5名、女性5名）と変形性膝関節症の診断を受け、非荷重下によるレントゲン撮影のAP画像をもとに1名の診療放射線技師によりKellgren-Lawrence分類¹⁴⁾の重症度がGrade Iと診断された患者12名19膝（男性2名、女性10名：右膝10例、左膝9例）であった。研究協力者の特性は健常者群が平均で年齢 29.4 ± 2.4 歳、身長 1.66 ± 0.08 m、体重 63.35 ± 11.64 kg、BMI 22.95 ± 2.45 kg/m²（mean±sd）、変形性膝関節症群（以下OA群）が平均で年齢 78.1 ± 6.5 歳、身長 1.50 ± 0.08 m、体重 56.11 ± 9.06 kg、BMI 25.09 ± 2.45 kg/m²（mean±sd）であった。

4.2.2 変形性膝関節症の機能障害に対する評価

本研究では変形性膝関節症患者を対象に日本整形外科学会膝関節機能判定基準（以下JOA knee score：表4-1）に基づいた質問紙表と膝関節屈曲-伸展角度の可動域（背臥位）を測定することにより機能障害に対する評価を行った。

表 4-1. 変形性膝関節症治療成績判定基準 (JOA Knee Score)

		右	左
疼痛・歩行能	1km 以上歩行可, 通常疼痛ないが, 動作時たまに疼痛あってもよい.	30	30
	1km 以上歩行可, 疼痛あってもよい.	25	25
	500m 以上, 1km 未満の歩行可, 疼痛あってもよい.	20	20
	100m 以上, 500m 未満の歩行可, 疼痛あってもよい.	15	15
	室内歩行または 100m 未満の歩行可, 疼痛あってもよい.	10	10
	歩行不能.	5	5
	起立不能.	0	0
疼痛・階段昇降能	昇降自由, 疼痛なし.	25	25
	昇降自由, 疼痛あってもよい. 手すりを使い疼痛なし.	20	20
	手すりを使い, 疼痛あってもよい. 一步一步疼痛なし.	15	15
	一步一步, 疼痛あってもよい. 手すりを使い, 一步一步疼痛なし.	10	10
	手すりを使い, 一步一步疼痛あり.	5	5
	出来ない.	0	0
屈曲角度および強直・高度拘縮	正座可能な可動域.	35	35
	横座り, 胡坐可能な可動域	30	30
	110°以上屈曲可能	25	25
	75°以上屈曲可能	20	20
	35°以上屈曲可能	10	10
	35°未満の屈曲, または強直, 高度拘縮	0	0
腫脹	水腫, 腫脹なし	10	10
	ときに穿刺必要	5	5
	頻回に穿刺必要	0	0

4. 2. 3. 測定手順

研究協力者はハーフパンツを着用し、裸足にて対象となる下肢に直径 9mm の体表面マーカーを貼付した。マーカーの貼付部位は Plug In Gait モデルに基づき図 4-1 のように貼付した。

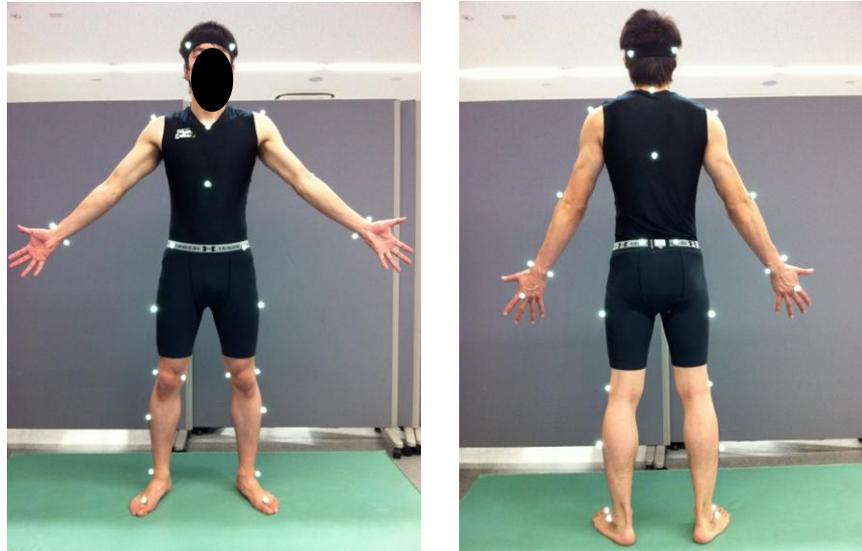


図 4-1. 体表面マーカーの貼付部位

計測機器には 3 次元動作解析装置(Vicon Nexus, カメラ 7 台)と床反力計(AMTI OR6-7, 2 枚)を用いた (図 4-2)。

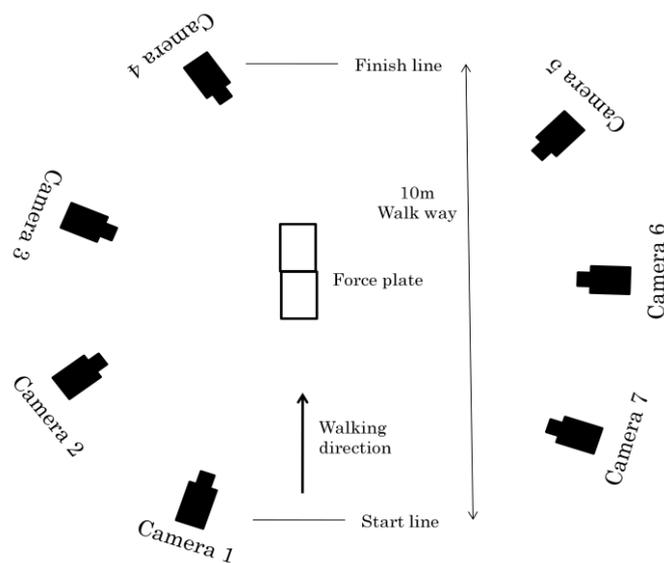


図 4-2. 本実験に用いた測定環境

動作課題は 10m の歩行路を任意の速度で歩くこととし、全ての研究協力者に対して歩行計測に先立ち、静止立位による計測を行った。静止立位により得られたデータから膝関節屈曲-伸展角度を解剖学的肢位が 0° となるようにオフセット値を設定した。本研究では、歩行路に対して左右方向を X 軸 (右方向が正), 進

行方向を Y 軸（進行方向が負）、垂直方向を Z 軸（上向きが正）とし、それぞれが直交する右手系の静止座標系を定義した。なお、本研究の分析対象は屈曲－伸展運動に限定したため、X 軸のデータは分析に含まなかった。試行数は 3 試行とし、分析には各研究協力者の 3 試行の平均値を用いた。

4. 2. 4. データ処理

分析区間は対象となる下肢が床反力計に接地してから離れるまでの立脚期とし、接地した時点を IC、離れた時点を PS とした。また、歩行立脚期を IC, LR, MS, TS, PS と定義した³⁾。得られた生データは 6Hz のローパスフィルタを用いて平滑化し、立脚期に得られた各体表表面マーカーの座標値から膝関節の屈曲－伸展角度を算出した。膝関節外側部から股関節に向かうベクトルと膝関節外側部から外果に向かうベクトルのなす角度を膝関節角度とした。静止立位時に得られた膝関節の屈曲－伸展角度を基準値とし、歩行時の膝関節角度は基準値からの変化量として算出した。

膝関節運動の円滑さを求めるために、第 2 章の 2. 2. 3. データ処理で用いた AJC の算出式と同様の手続きにて行った。

また力学的変数として床反力データから垂直成分と前後成分を抽出し、研究協力者の体重で除すことにより変数の標準化を行った。

各研究協力者の歩行立脚期における膝関節角度データと床反力データを正規化する為に、スプライン補間を用いて解析区間のデータを補間し、IC を 0%、PS を 100% とした。その際、角度データから IC における初期膝屈曲角度、IC から LR までの膝屈曲可動範囲、歩行立脚期の最大膝伸展角度、PS における最終膝屈曲角度を抽出し、床反力データは歩行立脚期において二峰性を示すことから垂直成分では IC における値、第 1 ピーク値、抜重時における値、第 2 ピーク値を抽出し、前後成分から前後方向へのそれぞれの最大値（前方＋、後方－）を抽出した。

4. 2. 5. 統計処理

各群から得られた AJC の値に対しては分布の正規性を保証するために対数変換を行い、その後の統計処理に利用した。運動の円滑さについて、対象群（健常者群と OA 群）と歩行立脚期の相分けによる二元配置分散分析を行い、主効果が認められた場合、Bonferroni 法を用いた多重比較を行った。ただし、交互作用が認められた場合、歩行立脚期の各区分ごとに t 検定を行い、詳細な分析を行った。

さらに、角度データから得られた IC における初期膝屈曲角度、IC から LR までの膝屈曲可動範囲、歩行立脚期の最大膝伸展角度、PS における最終膝屈曲角度に対して 2 群間の比較を行うために対応のない t 検定を行い、床反力データから得られた垂直成分の IC における値、第 1 ピーク値、抜重期における値、第 2 ピーク値、前後成分の前後方向へのそれぞれの最大値に対しても同様の検定を行った。今回のすべての分析においては有意水準を 5% 未満とした。なお、一連のデータ解析は統計パッケージ SPSS ver19.0 を用いて行った。

4. 3 結果

4. 3. 1. 膝関節機能評価

OA 群における JOA knee score の結果, 全ての項目において基準点よりも低い点数を示した (表 4-2)。また膝関節屈曲 - 伸展角度はそれぞれに制限を有していることを示した (表 4-3)。

表 4-2. OA 群の JOA knee score における平均値と標準偏差

項目	基準点	AVE	SD
疼痛・歩行能	30	20.00	7.07
疼痛・階段昇降	25	16.67	6.15
屈曲可能角度	35	25.83	4.69
腫脹	10	8.75	3.11
合計	100	71.25	15.54

表 4-3. OA 群の関節可動域の平均値と標準偏差 (単位 : °)

	屈曲	伸展
AVE	132.75	-6.75
SD	19.09	5.91

4. 3. 2. 角度データ

図 4-3 に健常者群と OA 群の歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化を示した。また, 角度データから抽出した変数を表 4-4 に示した。2 群間の角度データの比較から立脚期の膝最大伸展角度に有意な差を認め ($p < 0.05$), OA 群では最大伸展角度が減少していた。その他の角度データの変数では有意な差は認めなかった。

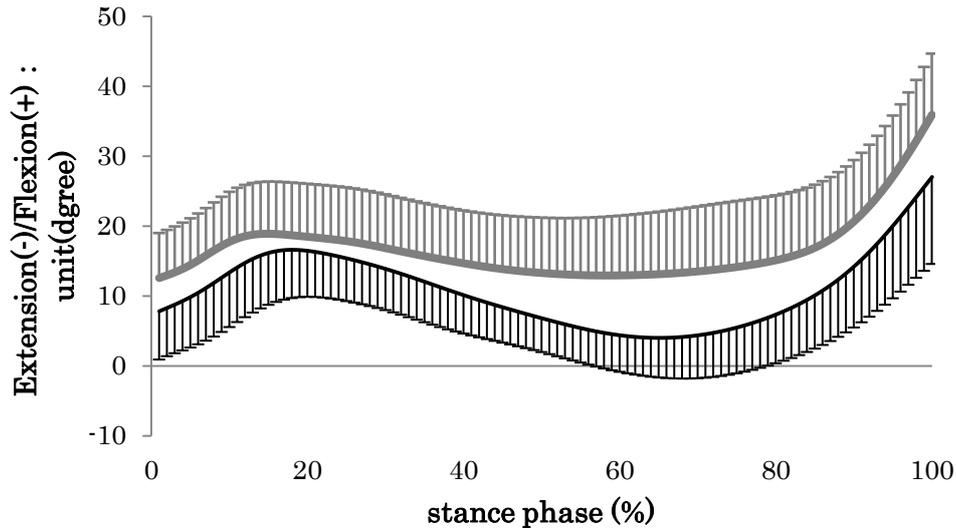


図 4-3. 健常者群と OA 群の歩行立脚期における膝関節運動の時系列変化
 黒色は健常者群を灰色は OA 群を表す。縦線は各群の標準偏差を表す。

表 4-4. 角度データから抽出した変数 (単位: °)

	IC における初期膝 屈曲角度	IC から LR までの 膝屈曲可動範囲	最大膝伸展角度 (最小屈曲角度)	最終膝屈曲角 度
健常者群	8.60	9.65	3.88	25.85
OA 群	12.56	6.58	11.83 *	24.07

*: 健常者群と OA 群において有意に差が認められた。(p<0.05)

4. 3. 3. 床反力データ

図 4-4 に床反力の前後成分と垂直成分の時系列変化を示した。健常者群と OA 群の立脚期前半に発生する垂直成分の第 1 ピーク, 立脚中期付近にみられる抜重期, 立脚期後半に発生する垂直成分の第 2 ピーク, 前後成分における立脚期前半の後方成分と立脚期後半の前方成分の最大値をそれぞれ表 4-5 に示した。床反力の全ての変数において健常者群と OA 群では有意な差を認めた(p<0.05)。また, 垂直成分の第 1 ピークと第 2 ピークの値に対して, 健常者群では有意な差は認めなかったが, OA 群では有意な差を認めた(p<0.05)。

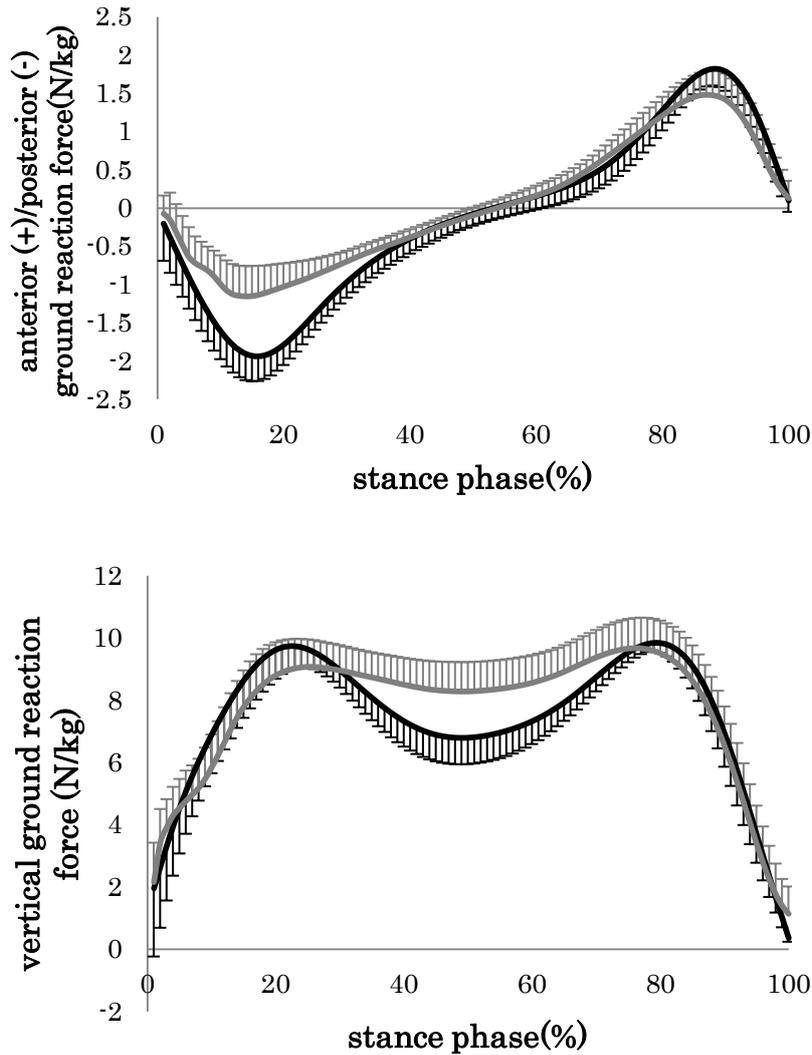


図 4-4. 床反力の前後成分と垂直成分の時系列変化
 黒色は健常者群を灰色は OA 群を表す。縦線は各群の標準偏差を表す。

表 4-5. 床反力の前後成分と垂直成分の各変数の平均値と標準偏差
 カッコ内は標準偏差を表す。単位：N/kg

	垂直成分 の第 1 ピーク 値	垂直成分 の第 2 ピーク 値	垂直成分 の第 2 ピーク 値	後方成分の 最大値	前方成分の 最大値
健常者群	10.85 (0.72)	7.46 (0.85)	10.90 (0.24)	-2.15 (0.33)	2.04 (0.21)
OA 群	9.32 *# (0.89)	8.28 * (0.94)	9.77 * (0.98)	-1.22* (0.36)	1.52 * (0.31)

* : OA 群と健常者群で有意な差があることを表す。(p<0.05)

: OA 群において、垂直成分の第 1 ピークと第 2 ピークの値に有意に差が認められた。(p<0.05)

4. 3. 4. AJC データ

健常者群と OA 群の 4 区間における AJC の値に対して対数変換を行った後の二元配置分散分析の結果、交互作用が認められた。各区間別に t 検定を行ったところ、健常者群と OA 群の比較においては、IC-LR と LR-MS で OA 群が有意に小さな値を示した ($p < 0.05$) (図 4-5)。また、健常者群では IC-LR が MS-TS、TS-PS よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$) (図 4-6)。OA 群では IC-LR が LR-MS に比べ有意に大きな値を示したが ($p < 0.05$)、他の区間とは有意な差は認めなかった。また、TS-PS が LR-MS と MS-TS に比べ有意に大きな値を示した ($p < 0.05$) (図 4-7)。

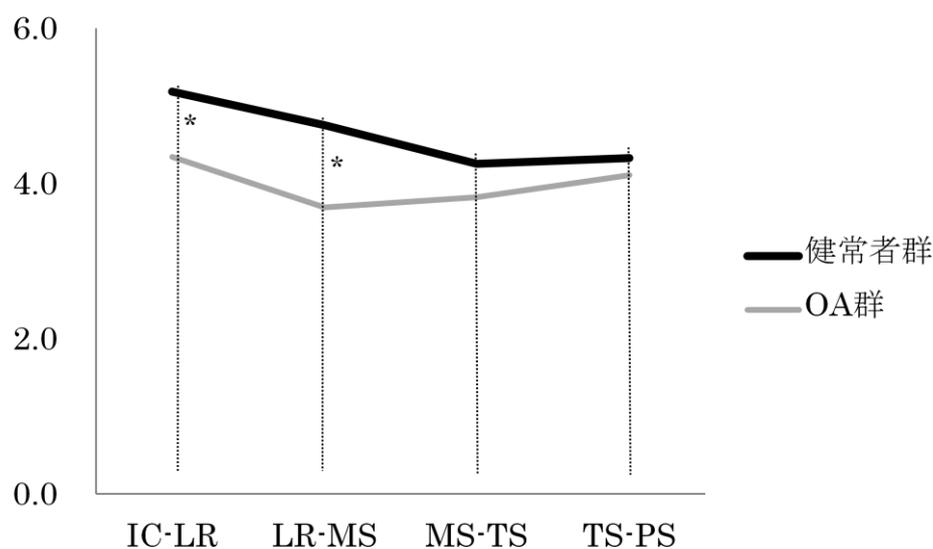


図 4-5. 健常者と OA 群の各区間における AJC($\text{rad}^2/\text{sec}^5$)の比較

* : 各区間に有意に差が認められた。 ($p < 0.05$)

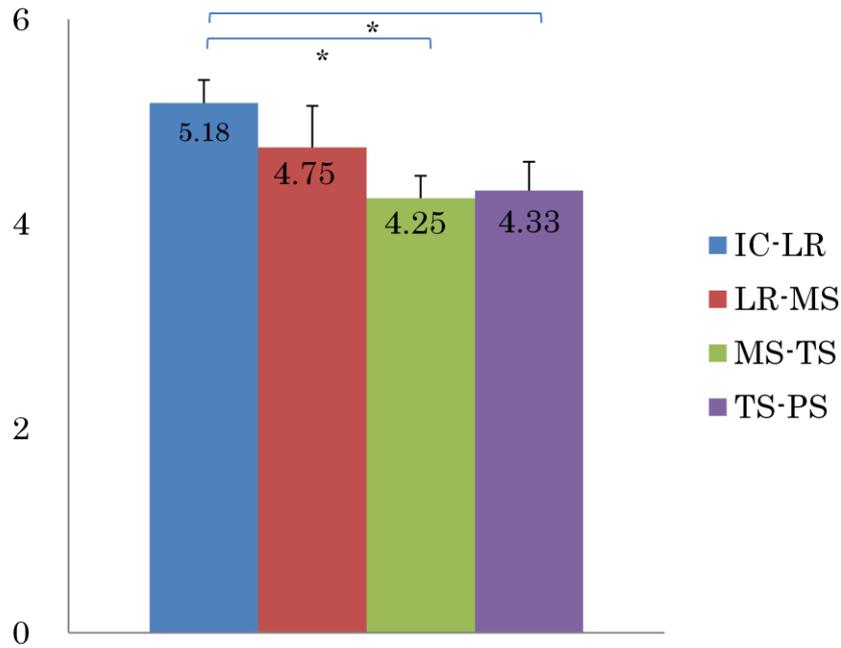


図 4-6. 健常者群の IC から PS までの 4 区間における AJC(rad²/sec⁵)

図は全ての AJC の値に対して対数変換を行った後の平均値と標準偏差
縦線は標準偏差を表す。

* : 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

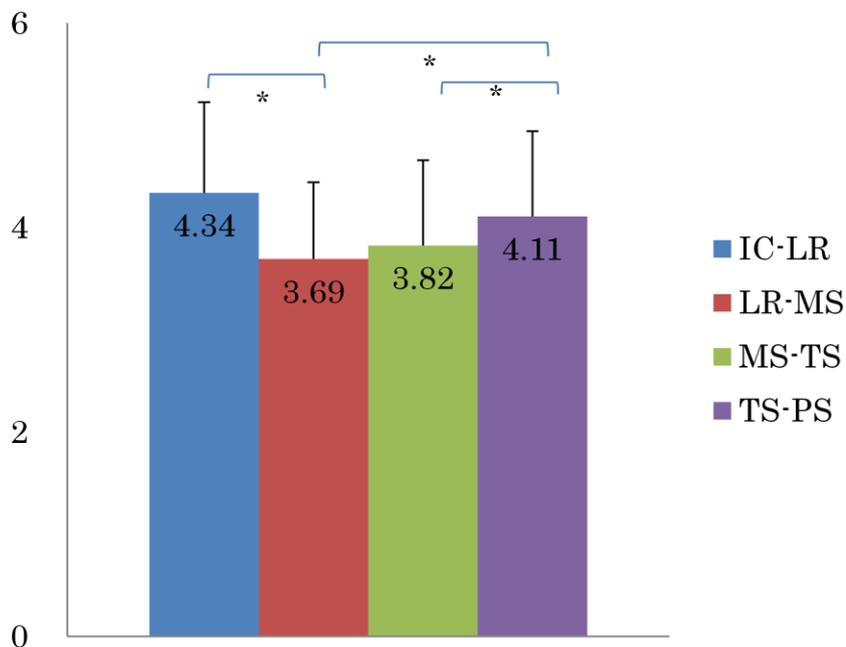


図 4-7. OA 群における IC から PS までの 4 区間における AJC(rad²/sec⁵)

図は全ての AJC の値に対して対数変換を行った後の平均値と標準偏差
縦線は標準偏差を表す。

* : 各区間に有意に差が認められた。(p<0.05)

4. 4 考察

本研究において、OA 群では JOA knee score における機能評価において歩行能や階段昇降能、屈曲可動域で基準点よりも低い値を示し、対象とした軽症例 (Grade I) においても膝関節の機能障害を呈していることが推察された。一般的に変形性膝関節症における歩行解析などのデータには、レントゲン撮影において骨棘や関節裂隙の狭小化を認める Grade II 以上を有した症例が対象となることが多いが、実際の臨床場面においては Grade I の軽症例に対する運動療法を中心とした保存療法を施行することは多い。本研究の膝関節機能評価の結果から軽症例に対する歩行解析を行うことは有意義であることが示唆され、高齢化社会を迎えている本邦において、その動態を把握し進行予防に対する取り組み行うことは重要であると考えられた。

本研究における歩行解析の結果、OA 群及び健常者群において立脚初期の IC-LR の時期に AJC が最も大きい値を示し、膝関節運動の円滑さが減少することが示される結果となった。本研究における立脚初期の角度データでは OA 群及び健常者群ともに屈曲方向への運動が認められ、この時期の角度データでは両群では差は認められなかったが、床反力データから垂直成分の第 1 ピーク値と前後成分の後方への床反力は OA 群で有意に低値を示した。歩行立脚期における IC-LR の時期は膝関節において急激な床反力の増加に対して膝関節を屈曲することによって衝撃吸収を行っている³⁾。そのため IC-LR の時期における AJC の増加に伴う膝関節運動の円滑さの減少は、床反力による衝撃を吸収するための適切な運動学的対応であると考えられる。しかし、OA 群では疼痛や可動域制限などによる膝関節の機能や歩行の障害などから、立脚初期において適切な運動学的対応が困難となるために、床反力を小さくすることによって膝関節の角加速度変化を小さくし、結果的に疼痛などを回避するために運動の円滑さを保証するような戦略をとっていることが推測された。

本研究における歩行立脚期の膝関節角度データから健常者群と OA 群では立脚中期の最大伸展角度に有意な差を示し、OA 群では最大伸展角度が減少していた。健常者群の角度データでは立脚初期に屈曲し、中期付近で伸展方向の運動を示し、最終的に屈曲するいわゆる二重膝作用が生じているが、OA 群では立脚初期の屈曲から中期の伸展への切り替えが小さく、その結果最大伸展までの膝関節可動範囲が減少していた。また垂直成分の床反力データにおいては立脚中期付近の抜重期では OA 群で大きくなっていた。

さらに、立脚後期において倉林⁵⁵⁾は OA 群では立脚後期の足関節底屈運動は減少し、爪先離地時における push-off が十分に行われないと報告している。本研究の結果においても健常者群に比べると第 2 ピークと前後方向の前方成分は有意に低値を示しているが、健常者群と OA 群では立脚後期の AJC に有意な差は認めなかった。しかし、OA 群では立脚後期の TS-PS では LR-MS と MS-TS に比べると AJC は有意に大きな値を示した。これは健常者群とは歩行立脚期の膝関節の動態が明らかに異なることを示しており、実際に床反力の垂直方向の第 1 ピーク値と第 2 ピーク値を比較しても健常者群では差を認めないものの、OA 群では第 2

ピークで有意に大きくなっていった。身体の前方向への推進力を保証するために大きな力を発揮することにより膝関節の角加速度変化を大きくし、結果として膝関節運動の円滑さが減少するのではないかと考えられた。

本研究における OA 群は Grade I の軽症例を対象としており、関節裂隙の狭小化などを認める Grade II 以上の症例では結果が異なる可能性がある。特に変形性膝関節症の歩行の特徴である lateral thrust などは運動の円滑さに影響を与えると考えられる。そのため、今後の課題として重症度の高い症例に対しての歩行解析を行い、さらに三次元的な関節運動の分析を加えることにより、その動態を把握していくことが進行予防への一助になると考えられる。

4. 5 小括

本研究の結果から、OA 群では疼痛や可動域制限などの機能障害により、立脚初期の力学的変化や運動学的変化への対応が困難となる。そのため膝関節運動の角加速度変化を小さくし、機能障害に対して膝関節運動の円滑さを保証するようなストラテジーをとっていた。また、OA 群では LR-MS と MS-TS に比べ立脚後期の膝関節運動の円滑さが減少し、大きな力を発揮することにより膝関節の角加速度変化を大きくすることで身体の前方向への推進力を発揮していた。

第5章 前十字靭帯再建術後における歩行立脚期の膝関節運動の円滑さと力学的変数の関係

5. 1 はじめに

本研究では、ACL 損傷による ACL 再建術は膝関節屈筋腱や膝蓋靭帯の一部を移植することが多く、術後の制動性は良好であるという報告は多いものの、生来の靭帯に備わっている運動覚を司る固有受容器などの作用低下⁵⁶⁾や移植腱に関連した周囲の筋力低下⁵⁷⁾のため、ACL 再建術後の膝関節運動の動態は健側に比べ円滑さが減少する状態になると仮説をたてた。ACL 再建術後の患者に対して歩行立脚期の膝関節運動の円滑さを評価し、術側と健側の運動の円滑さについて検証するとともに、立脚期中の力学的変数との関係を検討することを目的とした。

5. 2 対象と方法

5. 2. 1. 対象

研究協力者は ACL 再建術を施行し、1年以上経過した日常生活動作の制限を有しない6名（男性2名，女性4名）である。研究協力者の特性は年齢 34.8 ± 9.1 歳，身長 $1.68 \pm 0.11\text{m}$ ，体重 $66.20 \pm 17.43\text{kg}$ ，BMI $23.25 \pm 3.76\text{kg/m}^2$ （mean \pm sd）であった。ACL 損傷に対する術式は経脛骨法での骨孔作成にて ACL 再建術が施行された。移植腱は半腱様筋腱と薄筋腱をともに2つ折りとした1重束再建で大腿骨側はエンドボタン，脛骨側はスクリューへのプルアウト固定がされた。KT-1000 arthrometer (Medmetric, San Diego, California, USA)による ACL 再建術側と健側の差（KT 患健側差）は0mmが2名，3mmが2名，4mmが2名であった。また，Pivot shift test は2名の研究協力者で陽性であった。

5. 2. 2. 歩行計測の手順

10m の歩行路を快適歩行速度で歩くように指示した。その際，手前に位置する床反力計を右足で，奥に位置する床反力計を左足で踏むように指示し，その動作に慣れるまで数回練習試行を行った。試行数は3試行とし，分析には各研究協力者の3試行の平均値を用いた。

その他の測定手順は第2章の2. 2. 2 測定手順と同一手続きにて行った。

5. 2. 3. データ処理

分析区間は及び AJC の算出は第2章 2. 2. 3 データ処理と同一手続きにて行った。

また力学的変数として床反力計から得られた IC から PS までの垂直成分と前後成分と膝関節伸展トルクを算出し，各研究協力者の体重で割ることにより標準化した。

5. 3 結果

ACL 再建術側と健側の AJC について全研究協力者の IC-LR, LR-MS, MS-TS, TS-PS までの各 4 区間の値を図 5-1 に示した。健側と ACL 再建術側ともに全研究協力者において IC-LR の区間は他の 3 区間に比べ AJC の値は高い傾向を示した。ACL 再建術側と健側の AJC を比較すると IC-LR の区間では健側が高い傾向であり、他の 3 区間においては ACL 再建術側が高い値を示す傾向であった。床反力の垂直成分と前後成分の IC-PS までの時系列データを図 5-2 に示した。床反力は再建術側と健常側で大きな差はみられなかったが、歩行立脚期における膝関節の伸展トルクの値は再建術側が健常側に比べ常に小さい値を示す傾向であった (図 5-3)。

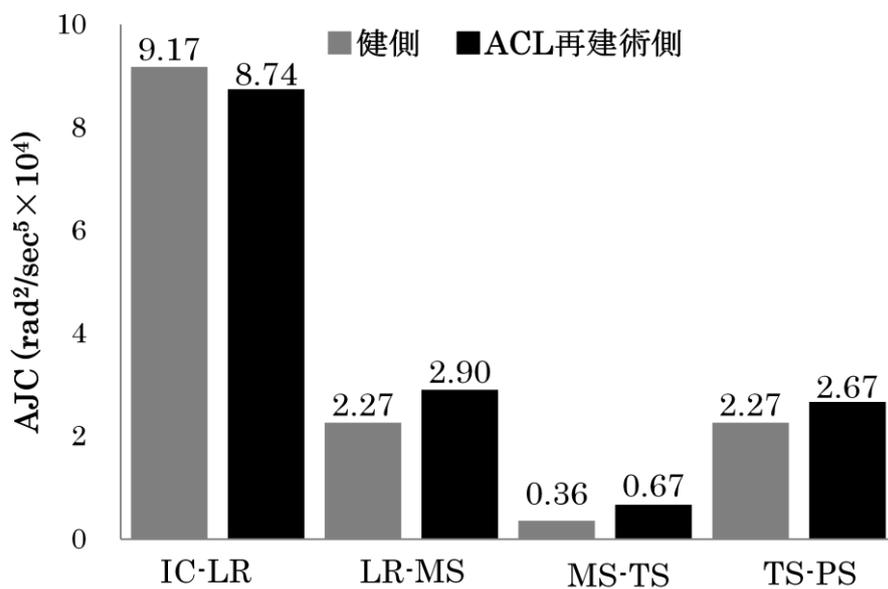


図 5-1. 健側と ACL 再建術側の IC から PS までの各区間における AJC の値

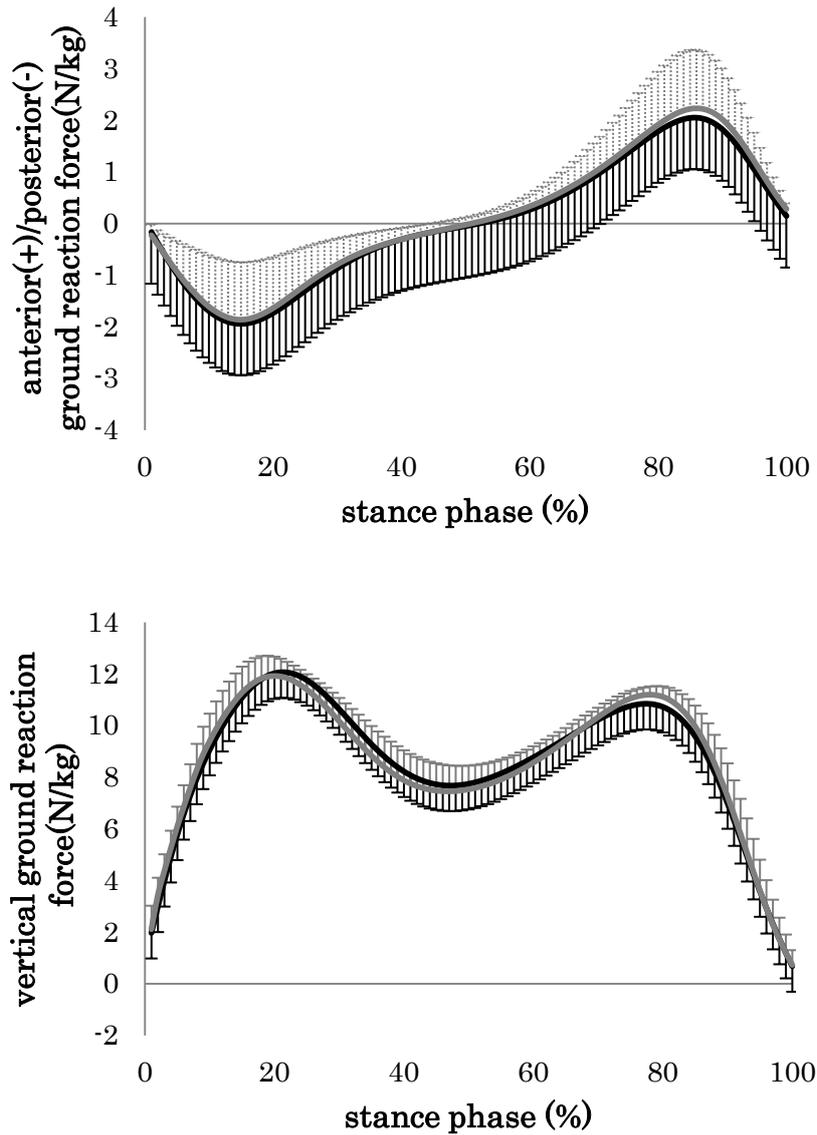


図 5-2. 床反力の前後成分(上図)と垂直成分(下図)の歩行立脚期の時系列変化

黒色は再建術側を灰色は健側を表す。

縦線は各群の標準偏差を表す。

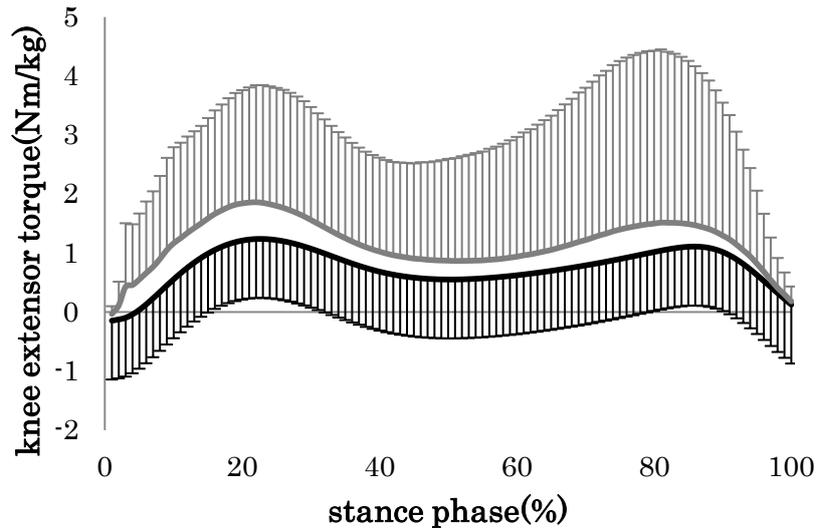


図 5-3. 膝関節伸展トルクの歩行立脚期の時系列変化

黒色は再建術側を灰色は健側を表す

縦線は各群の標準偏差を表す

5. 4 考察

本研究で用いた円滑さの指標である AJC は運動の加速度変化率を表しており、最も円滑な運動は等加速度運動であるが、円滑さが減少している運動では、加速度に不規則で激しい変化が観察されると報告されている³¹⁾。そのため AJC の値が大きい運動は円滑な運動ではないとされ、言い換えれば AJC の値が大きい程、運動の円滑さが減少する状態になっていると考えられる。本研究の結果では立脚初期を除いて ACL 再建術側では健側に比べると膝関節運動は円滑さが減少する状態になっていると推測された。ACL 再建術側と健側のどちらの膝関節も立脚初期の IC から LR の区間では他の 3 区間に比べ AJC の値は大きく、円滑さが減少していることがわかる。その理由として、歩行周期において歩行遊脚期から立脚期へ切り替わる際、床面からの力が身体に作用することにより身体には力学的負荷が大きく影響する。Shelburne ら³⁹⁾は歩行立脚期の膝関節に対する力学的負荷について検討し、最も関節に影響を与える力学的変数は筋活動であり、次いで床反力、靭帯の順番であったと報告している。歩行立脚期における膝関節の伸展トルクは立脚初期で最大値を示すことが報告されており^{45,58)}、本研究においても膝関節最大伸展トルクは歩行立脚期の LR までに発生していることが確認された。この時期は他の時期に比べ身体に急激な力学的負荷が加わるとともに、膝関節運動の加速度変化が大きくなることによって AJC の値も大きくなり、運動をコントロールすることが要求される。健側ではそのような運動学的及び運動力学的変化に対しても対応可能な能力を有しているが、ACL 再建術後ではそれらの変化に対して運動をコントロールするだけの能力が欠如し、力学的負荷や膝関節運動の加速度変化を小さくすることによって運動を円滑に遂行しているのではないかと考えられた。歩行立脚期の膝関節運動の円滑さは全体的に ACL 再建術側のほうが

健側に比べて劣るが、立脚初期については IC の時点での床反力がわずかに小さく、伸展トルクも小さいことからこの時期に力の発揮が小さく、運動の加速度変化率も小さく済むため結果的に運動が円滑になったものと考えられた。また、立脚初期以降では前方への推進力を増す必要があるが、膝関節トルクの発生は小さく、膝関節の角加速度変化を大きくすることによって前方への推進力を発揮していることが推測され、角加速度の大きな変化により運動の円滑さが減少していると考えられた。

本研究では ACL 再建術後の症例を対象としたが、研究協力者が少なく統計的な有意な差を得られることは出来なかった。今後は症例を増やすことにより、より詳細な検証をする必要がある。

5. 5 小括

本研究の結果、ACL 再建術後の運動の円滑さは立脚初期の膝関節に対する力学的変数との関係を表し、歩行立脚期の膝関節の動態をより詳細に表す可能性がある。

第6章 第I部のまとめ

第2章から第5章まで、膝関節の屈曲－伸展運動を対象とし歩行立脚期における膝関節運動の円滑さについて、その動態を明らかにするための基礎的研究を行い、運動の円滑さと力学的変数との関係を検討した。健常成人及び変形性膝関節症、ACL損傷を呈した症例のどちらにおいても、立脚初期には運動の円滑さは減少することが明らかになった。床反力などの力学的負荷が身体に大きく加わる立脚初期は膝関節の角加速度の変化率が大きくなることによって、歩行立脚期のなかでは最も膝関節が不安定な状態になることがわかった。また、膝関節の疾患を呈した場合、立脚初期の床反力や膝関節伸展トルクの力学的変数は健常成人よりも小さくなり、その結果、立脚初期の膝関節の角加速度の変化率が小さくなることによって、膝関節運動を円滑に行っていることがわかった。このことは、健常成人では立脚初期の急激な運動学的及び運動力学的変化に対して対応可能な能力を有しているが、変形性膝関節症や靭帯損傷などを呈した場合、そのような急激な変化に対応するだけの運動のコントロールが困難となり、力学的負荷や膝関節運動の角加速度の変化を小さくすることによって、運動を円滑に遂行しているのではないかと考えられた。

以上より、運動の円滑さの指標は、加速度の変化率という運動学的変化を捉えるのみではなく、床反力や関節トルクなど身体に加わる運動力学的変数との関係を表すことができ、本研究の結果は、運動の円滑さという視点から関節運動の動態を表すための評価指標としての基礎的データとなると考えられた。

第Ⅱ部 歩行立脚期における膝関節の3次元運動解析に関する測定方法の検討

第1章 序論

1.1 研究背景

筋骨格系の運動病態学に関する運動分析は以前より数多く行われており^{59,60)}、体表面マーカーを利用した方法は運動分析に対する確立された手法であると考えられる⁶¹⁾。一般的に動作解析装置による運動解析では人体のセグメントを剛体とみなした剛体リンクモデルが利用される。剛体リンクモデルによる関節運動の変化を計算する場合、各セグメントの解剖学的特徴点を利用して体表面マーカーを貼付し、その位置情報により関節運動の変化が計算される場合が多い。3次元空間において剛体を定義するためには、各セグメント上で非共線となる最低3個の点が必要となり、非共線とは同一直線上にないことを意味している⁶²⁾。

しかしながら、体表面マーカーを利用した方法では測定誤差を伴う限界があり、主に測定誤差に関する2つのことが報告されている。1つめに測定者による解剖学的特徴点に対する体表面マーカーの貼り付け位置の誤差(misplacement)が挙げられ⁶³⁾、2つめに皮膚の上に貼付した体表面マーカーと骨の間に生じるズレが挙げられる⁶⁴⁾。皮膚の動きによるズレは運動中の慣性や筋収縮などによる皮膚の変形やスライディングが生じることにより、主に測定の対象となる関節付近で大きな影響を与えることが報告されている⁶⁵⁾。皮膚の動きによるズレは真の骨の動きと同程度の周波数帯を有しており、フィルタリング手法を用いてもその誤差を取り除くことは難しいとされている⁶⁴⁾。身体表面に貼付した体表面マーカーにより生じる皮膚の動きによるズレは関節運動の正確性が問われる測定では非常に大きな課題となり、その改善に対する取り組みは以前より数多く行われている。

最も正確性の高い方法として、対象となるセグメントに対して直接ピンを挿入し体表面マーカーとの測定誤差を比較するという方法がいくつか報告されている。Lafortuneら⁶⁶⁾やReinschmidtら⁶⁷⁾は皮質内ピンを大腿骨と脛骨に挿入し、歩行分析を行い、Reinschmidtらは皮質内ピンと体表面マーカーによって得られた膝関節運動について比較検討の結果、体表面マーカーによって得られた結果は矢状面上の運動は比較的正確性はあるが、前額面や水平面の運動については十分な正確性が得られなかったとし、さらに下腿部よりも大腿部での測定誤差が大きかったと報告している。Fullerら⁶⁸⁾は歩行など種々の動作により大転子と脛骨粗面に挿入した皮質内ピンと大腿部と下腿部の貼付した体表面マーカーの測定誤差を比較したところ、大腿部での誤差が大きく、その大きさは約20mmにも達すると報告している。Holdenら⁶⁹⁾は歩行分析において下腿部に貼付した体表面マーカーと下腿遠位部に挿入した骨ピンマーカーによる下腿の運動を比較したところ、最も大きな測定誤差が生じるのは下腿に対する長軸に対する回旋運動であると報告している。さらにManalら⁷⁰⁾は下腿に貼付した体表面マーカーと骨ピンマーカーにより得られる歩行中の下腿の運動の結果から、下腿遠位部に貼付した体表面マーカーが骨ピンマーカーの結果に最も近い値を示すことを報告している。し

かし、このような骨に対して直接ピンを挿入する方法は侵襲的であり臨床的には扱いにくいという欠点を有しており汎用性が低い。

またセグメント上に剛体板を貼付し、その上に体表面マーカールを取り付ける方法もいくつか報告されている。この方法では取り付けられた体表面マーカールはそれぞれが剛体板に固定されているために、体表面マーカールは皮膚の変形などによって独立して動くことはない。実際に剛体板上に貼付して測定したデータは皮膚表面に貼付したマーカールよりも皮膚の動きによるズレの影響が少ないことが報告されている⁶⁴⁾。Cappozzo⁶⁵⁾の報告によると大腿部では外側面の遠位部に貼付することにより誤差が最も少ないとされている。しかし、この剛体板を用いた方法ではセグメントの移動座標系の定義が解剖学的特徴点に一致せず、運動学的及び運動力学的データを算出するには困難となる。

そのため、Calibrated Anatomical System Technique(以下 CAST)⁷¹⁾がCappozzoら⁷²⁾により提唱され、Cappelloら⁵⁰⁾により臨床応用されている。この手法は例えば大腿部を例にすると、大腿部に歩行時にトラッキングするための体表面マーカールを非共線になるように3点貼付し、さらにキャリブレーション用の体表面マーカールを解剖学的特徴点に貼付する。歩行計測に先立ち静止立位を計測し、トラッキング用の3点マーカールによる座標系とキャリブレーション用の解剖学的特徴点のマーカールの位置関係を記録する。歩行時にはキャリブレーション用の解剖学的特徴点のマーカールをはずし、静止立位により得られたトラッキングマーカールの座標系と解剖学的特徴点のマーカールの位置関係より解剖学的特徴点を推定する方法である。この手法を採用することにより関節近接(特に膝関節)に位置する解剖学的特徴点の皮膚の動きによるズレは解消でき、推定された解剖学的特徴点からセグメントの座標系の定義も可能となる。このような手法は過去にもいくつか報告されているが⁷⁴⁻⁷⁶⁾、トラッキング用の体表面マーカールは皮膚表面に貼付されているために、その部分での皮膚の動きによるズレの影響が生じ、測定誤差に対する課題の解決には依然至っていない。

また、Andriacchiら⁵⁴⁾によって提唱されたPCTも皮膚の動きによるズレの影響を最小限に留めるために考えられた手法であり、広く臨床応用されている^{78,79)}。この手法は大腿部と下腿部に数多くの体表面マーカールを貼付し、各セグメントに貼付された反射マーカールを1つの塊(cluster)とみなす。そのclusterの質量中心や慣性テンソルを決定し、固有値や固有ベクトルといった数学的処理により主軸変換を利用して座標系を決定するような方法であるが、最終的に関節角度を算出する際には、clusterから得られた位置情報から解剖学的特徴点を推定するという点については前述したCASTと類似している。この手法ではAlexanderら⁸⁰⁾により測定精度が検証され、十分に運動学的データとして耐え得ることが報告されている。しかし、その一方でPCTでは数多くのマーカールを1つの塊とみなすために、全ての体表面マーカールが同一方向へ移動する場合は、その測定誤差を補償することはできないという欠点も存在する。そのため、PCTによる測定方法を用いても膝関節の三次元運動を捉えることは不十分であるともいわれている⁸¹⁾。

いずれの手法においても、現段階で皮膚の動きによるズレに対する決定的な解

決策は見出されておらず、依然課題が残っているのが現状であり、今後の3次元動作解析における運動学的及び運動力学的の算出について、測定精度の高い方法の開発が期待される。

1. 2 研究の意義と目的

歩行立脚期における膝関節運動は屈曲－伸展運動が主となるが、変形性膝関節症では内反変形に伴う前額面上の運動学的及び運動力学的変化、ACL損傷では回旋不安定性を伴うことにより、回旋や内－外反運動についても無視することは出来ない。現在、3次元動作解析装置による体表面マーカを利用した膝関節の運動解析において精度の高い測定結果が得られると報告されているのは屈曲－伸展の矢状面における運動のみであり、前額面や水平面上での関節運動については十分な精度は得られておらず、依然議論されているところである。

そのため、本研究では膝関節運動を3次元運動で捉え、健常成人を対象として運動解析に関する測定方法の検証のための基礎データを収集した。膝関節運動の3次元運動を測定するために、剛体板に3点の体表面マーカを貼付し、これをRigid Marker Set (RMS) と定義した。RMSによる体表面マーカを大腿部と下腿部の外側面にそれぞれ貼付することにより、下肢の解剖学的特徴点を推定し、その推定値から膝関節の3次元運動を記述することを試みた。

数少ない体表面マーカで膝関節運動の3次元運動の記述が可能になれば、臨床における測定準備の時間短縮や研究協力者の特性（身長など）に左右されないなどの利点が挙げられ、臨床的にも有意義であると考えられる。

本研究ではRMSによる測定方法の妥当性について、体表面マーカを利用した3次元計測で比較的精度の高いとされるPCTによる測定方法との比較検討を行うとともに、RMSによる測定方法の再現性を検証することを目的とした。

1. 3 研究のアウトライン

膝関節の構造破綻

変形性膝関節症の内反変形による内外反運動の運動学的・運動力学的変化
ACL 損傷による回旋不安定性

3次元計測による分析の必要性

3次元動作解析装置による体表面マーカを利用した膝関節の運動分析において、前額面や水平面上での関節運動については十分な精度は得られていない。

そのため

測定方法の有用性について検討することが必要。



本研究で用いた測定方法

大腿部と下腿部に剛体板状の3点マーカ
の設置 (RMS)

解剖学的特徴点の推定

膝関節の3次元運動算出

研究目的

歩行立脚期における膝関節運動の三次元解析について、RMSより推定した解剖学的特徴点を利用した測定方法の再現性と妥当性について検証すること。

数少ないマーカで3次元運動の計測が可能になれば、対象の特性(身長など)に左右されないなどの利点が挙げられ、臨床的にも有意義。

1. 4 研究の限界

本研究における限界には以下のようなことが挙げられる。

- 1) 関節トルクの算出に用いた身体部分慣性係数は個別に測定したものではなく、過去に報告された身体部分慣性係数を用いた。
- 2) 膝関節運動の 3 次元の算出は体表面マーカーから推定されたものであり、真の骨の値とは異なる。

1. 5 研究の倫理的配慮

本研究において行われたすべての実験研究は、茨城県立医療大学倫理委員会の承諾（承認番号：392 承認日：平成 22 年 5 月 24 日 研究課題名：歩行・立ち上がり・階段昇降における膝関節の運動解析）を得て実施されたものであり、研究協力者には事前に書面にて研究の目的及び内容を説明し同意を得て行った。

第2章 歩行立脚期の膝関節運動の計測方法における Rigid Marker Set と Point Cluster Technique の比較検討

2.1 はじめに

RMS や PCT のどちらも皮膚に貼付された体表面マーカーのズレに関する測定誤差を減らすための測定方法として考案されている。これらの測定方法は膝関節の三次元運動を記述するために、セグメントに取り付けられたいくつかの体表面マーカーから解剖学的特徴点を推定するという点では類似しているが、RMS と PCT により得られた測定結果を比較した報告はない。これら 2 つの測定方法による結果を比較し、解剖学的特徴点の推定値が測定結果にどのような影響を与え、歩行立脚期のどの時期に誤差が生じるかを確かめることは測定方法の改善への一助になる可能性が考えられる。

本研究の目的は、体表面マーカーの数をできる限り少なくし、より簡単なバイオメカニカルモデルを利用することで複雑なモデルとの測定誤差を比較することである。そのため、本研究では歩行立脚期における膝関節の三次元運動の計測方法について RMS と PCT によって得られる解剖学的特徴点の推定値と膝関節運動の角度変化の違いを比較することで、歩行立脚期のどの時期に誤差が生じるかを検証した。

2.2 対象と方法

2.2.1. 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく、日常生活動作の制限を有しない健常成人 10 名（男性 7 名，女性 3 名）である。研究協力者の特性は年齢 29.2 ± 5.0 歳，身長 $1.70\pm 0.12\text{m}$ ，体重 $67.4\pm 9.5\text{kg}$ ，BMI $23.3\pm 2.4\text{kg/m}^2$ (mean \pm sd) であった。

2.2.2. 測定手順

測定には 8 台のカメラと光学式モーションキャプチャ・システム (Vicon MX motion capture system)，床反力計(Kistler 社製)を用い、それぞれサンプリング周波数は 200Hz とした。計測は任意の速度による 10m 歩行とし、測定対象となる右下肢で床反力計を踏むように指示した。試行数は 5 試行とし、試行間には十分な休憩を挟んだ。研究協力者の骨盤と右下肢に直径 9.5mm の赤外線反射マーカーを貼付した。体表面マーカーの貼付位置は解剖学的特徴点を触診により確認し、左右の ASIS と PSIS，大転子の最突出部，大腿骨内外側顆，脛骨内外側顆，内外果，踵骨隆起，第 2 中足骨頭に対して両面テープで直接皮膚に貼付した。また ALC による膝関節運動を算出するために大腿部の中央外側面と下腿部の遠位外側面に RMS を貼付した (図 2-1)。さらに PCT による膝関節の運動を算出するために大腿部に 10 点，下腿部に 6 点の体表面マーカーを貼付した (図 2-1)。体表面マーカー貼付後，RMS 及び PCT によるマーカーから大腿部と下腿部の解

解剖学的特徴点を推定するために静止立位によるキャリブレーション計測を行い、RMS と PCT の体表面マーカーによる解剖学的特徴点の相対位置を決定した。推定した解剖学的特徴点は大転子、大腿骨内外側顆、脛骨内外側顆、内外果とし、計測後の膝関節の角度算出には、RMS の thigh cluster と shank cluster 及び PCT により推定された解剖学的特徴点の座標値を用いた。PCT による膝関節の角度変化の算出には Ida ら⁸²⁾が利用した PCT アルゴリズムを用いた。

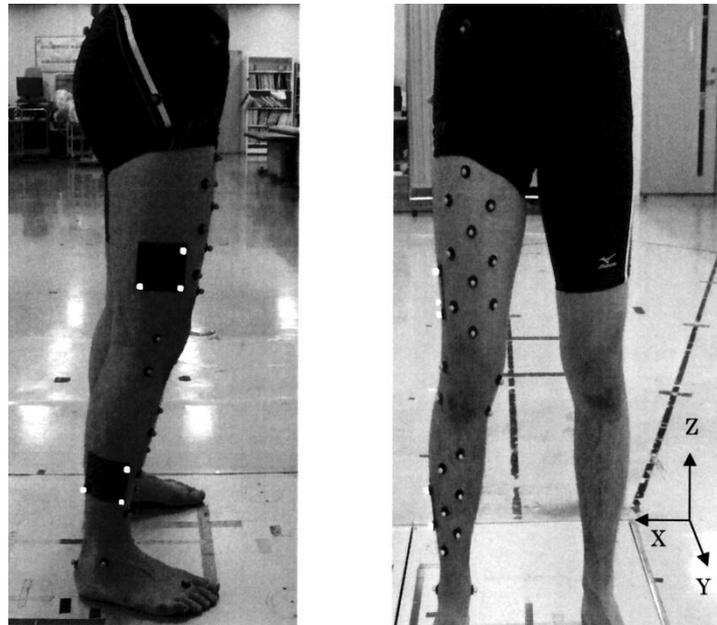


図 2-1. RMS と PCT

左図は大腿部と下腿部の外側に貼付された RMS を示し、右図は大腿部に 10 点、下腿部に 6 点の体表面マーカーを貼付した PCT を示した。また、右図に絶対座標系を示した。

2. 2. 3. データ処理

解析区間は床反力の垂直成分が発生した時点 (foot strike 以下 FS) から床反力の垂直成分が消失した時点 (toe off 以下 TO) とした。各研究協力者の歩行立脚期を標準化するために、スプライン補間を用いて解析区間のデータを補間し、FS を 0%、TO を 100% とした。

運動学的データの算出として、RMS 及び PCT から推定された大腿部と下腿部の解剖学的特徴点の三次元位置の測定データから大腿座標系と下腿座標系を定義し、歩行立脚期中の膝関節角度を Grood ら⁸³⁾方法に準じて算出した。絶対座標系は左右方向を X 軸、進行方向を Y 軸、垂直方向を Z 軸と定義した(図 2-1 右図)。大腿座標系は大腿骨内側顆から外側顆に向かう X 軸方向のベクトルを T_x 、大腿骨内側顆と外側顆の midpoint (膝関節中心) から大転子に向かうベクトルと T_x の外積により得られる Y 軸方向のベクトルを T_y 、 T_x と T_y の外積によって得られる Z 軸方向のベクトルを T_z と定義した。下腿座標系は内外果の midpoint から脛骨内外側顆の midpoint に向かうベクトルを S_z 、 S_z と脛骨内側顆から外側顆に向かうベクトルの外積により得られる Y 軸方向のベクトルを S_y 、 S_y と S_z の外積によって得られる X 軸方

向のベクトルを S_x と定義した。膝関節角度の算出は下腿座標系 S_z と大腿座標系 T_x の外積によって得られるベクトル f を作成し、浮動軸ベクトルと定義した。屈曲－伸展の回転軸は大腿座標系 T_x 方向とし、 T_y を移動軸ベクトルと定め、 T_y と浮動軸ベクトル f により得られる角度を屈曲－伸展角度とした。その角度を α で表わし、屈曲方向を＋、伸展方向を－と定義した。外旋－内旋の回転軸は下腿座標系 S_z 方向とし、 S_y を移動軸ベクトルと定め、 S_y と浮動軸ベクトル f により得られる角度を外旋－内旋角度とした。その角度を γ で表わし、外旋方向を＋、内旋方向を－とした。外反－内反の回転軸は浮動軸ベクトル f 方向とし、大腿座標系 T_x と下腿座標系 S_z のなす角度を δ で表わし、 δ から $\pi/2$ を引いた値によって得られる角度を外反－内反角度とした。その角度を β で表わし、外反方向を＋、内反方向を－とした。

2. 2. 4. 統計処理

歩行立脚期における各解剖学的特徴点について、RMS 及び PCT による推定値の比較をピアソンの積率相関係数を用いて検討した。また、RMS 及び PCT により得られた歩行立脚期の膝関節運動の角度変化の差を検討するために信頼性の指標として Coefficient of Multiple Correlation (CMC) を Kadaba ら⁶⁸⁾による方法に準じて算出した。

2. 3 結果

歩行立脚期における RMS と PCT による解剖学的特徴点の推定値の相関係数を表 2-1 に示した。Y 座標及び Z 座標はすべての解剖学的特徴点において 0.90 以上と非常に高い正の相関を示し、X 座標については Y 座標や Z 座標に比べるとやや低い正の相関を示す結果となった。X 座標については大転子と内果以外では 0.75-0.87 の値を示し、特に脛骨内側顆は 0.75 と低かった。

また、図 2-2 に歩行立脚期における膝関節角度の経時的変化を、RMS と PCT によるそれぞれの測定方法について全研究協力者の平均値と標準偏差として示した。その結果、RMS と PCT により算出された歩行立脚期中の膝関節の角度変化における CMC の値は屈曲/伸展で 0.94、外転/内転と外旋/内旋においてはそれぞれ 0.74 と 0.71 を示した。図 2-2 から膝関節角度の誤差が最も大きかった時期は屈曲－伸展では立脚期の 28% で約 4°、外転－内転では立脚期の 5% で約 1.6°、外旋－内旋は FS で約 9.8°であった。外旋－内旋は FS から立脚期の約 70% まで徐々に誤差が小さくなっていったが、70% 以降は再び誤差が大きくなる傾向を示した。

表 2-1. 歩行立脚期における RMS と PCT による解剖学的特徴点の推定値の相関係数

	X	Y	Z
大転子	0.92*	0.99*	0.95*
大腿骨外側顆	0.86*	0.99*	0.99*
大腿骨内側顆	0.85*	0.99*	0.96*
脛骨外側顆	0.87*	0.99*	0.99*
脛骨内側顆	0.75*	0.99*	0.93*
外果	0.87*	0.99*	0.99*
内果	0.90*	0.99*	0.99*

* : 全ての解剖学的特徴点において有意に差が認められた。(p<0.05)

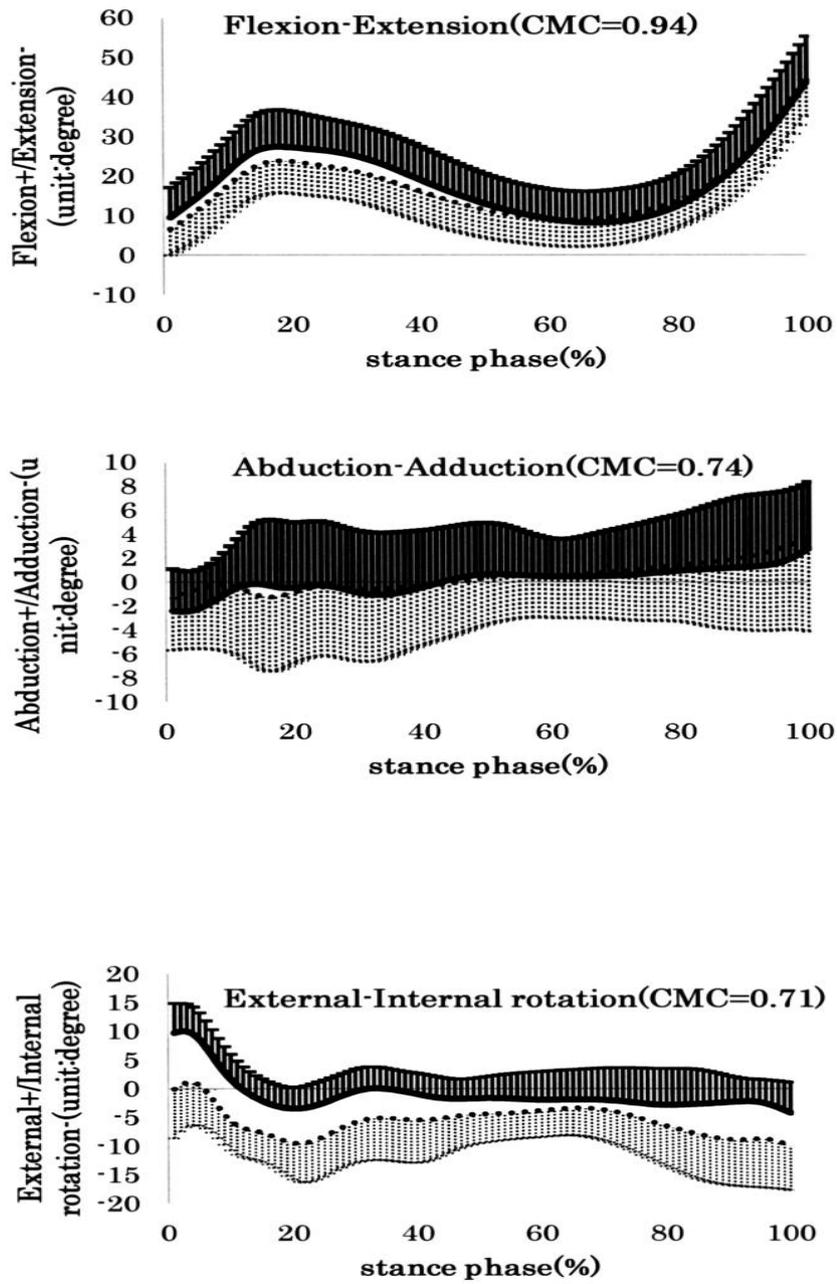


図 2-2. RMS と PCT による膝関節角度の時系列変化
 太線は PCT, 細線は RMS を示し, 一番上の図は屈曲-伸展, 真中の図は外転-内転, 一番下の図は外旋-内旋の運動を示した。CMC の値をそれぞれの図の中に示した。

2. 4 考察

本研究では歩行立脚期において RMS と PCT の測定方法による解剖学的特徴点の推定と膝関節運動の誤差について検討した。その結果、解剖学的特徴点の推定については Y 座標と Z 座標については非常に高い正の相関を示したが、X 座標においては全ての解剖学的特徴点で他と比べて低値を示した。本研究では膝関節中心は大腿骨外側顆と内側顆の midpoint、また下腿の長軸を脛骨内外側顆と内外果のそれぞれの midpoint を結んだ線として定義しているために、各解剖学的指標における X 座標の誤差は大腿や下腿長軸の傾きに影響を与え、その後の角度算出の際への誤差を大きくする可能性があり、外転-内転、外旋-内旋の CMC の値が屈曲-伸展よりも低値を示した要因であることが示唆された。

図 2-2 から歩行立脚期において FS から 30%までに RMS と PCT では誤差が最も大きくなることが示された。さらに回旋運動については立脚期の 70%以降に誤差が大きくなる傾向を示した。立脚初期には前脛骨筋が足関節の底屈を制動するために大きな作用を発揮する。PCT で用いた体表面マーカーの配列は下腿の前面に位置するために PCT では前脛骨筋の収縮による皮膚変形の影響を受け、立脚初期の外転-内転及び外旋-内旋運動の誤差に影響を与えたと考えられた。一方で、本研究における RMS の剛体板は下腿の外側面に取り付けられていることから、前脛骨筋よりも腓骨筋の収縮による影響を受けと考えられ、腓骨筋は立脚後期に大きな筋収縮を要求され³⁾、立脚後期の回旋運動の誤差に影響を与えたと推察された。体表面マーカーの貼付部位に関連する筋が異なることによって、下腿の体表面マーカーから推定される X 座標における解剖学的特徴点の推定値に誤差が生じたのではないかと考えられた。立脚初期は大腿部周囲の筋活動や床反力が活発になる時期でもあり、大腿部周囲の筋収縮により膝関節周辺の皮膚の変形が大きくなることが推測される。特に大腿骨外側顆や大腿骨内側顆は大腿部周囲の筋収縮による影響を受けると予想され、Ishii ら⁸⁴⁾は PCT と一般的な体表面のマーカーセットによる測定方法の比較を行い大腿骨内側顆で最も誤差が大きいことを報告している。本研究では大腿骨外側顆と大腿骨内側顆は高い相関であるが、Y、Z 座標と比べると X 座標は低値であり、膝関節角度の算出への影響について考慮する必要があると考えられた。特に歩行立脚期中の膝関節回旋運動については立脚初期と後期で誤差が大きくなる傾向があり、大腿部と下腿部の X 座標の誤差は回旋運動が大きくなる時期に強い影響を与えることが推察された。

本研究の限界として RMS と PCT の測定方法はどちらも真の骨の動きを追った結果ではないため真値を求めることができないことが挙げられる。複雑なバイオメカニクスモデルは臨床的な歩行分析に対して許容できるレベルまで誤差を低減することを可能にするが、数多くのマーカーセットでは臨床応用としてアプローチに限界があり、どの程度まで正確性が必要であるのかはまだ課題となっている。

本研究では RMS と PCT の測定方法では各解剖学的特徴点の X 座標において Y 座標と Z 座標に比べると低い相関を示す結果となった。特に回旋運動については十分な測定の信頼性を得ることは難しく、膝関節周囲にある解剖学的特徴点の X 座標の誤差が回旋運動の違いに対する大きな要因となった。しかし、屈曲-伸展、

外転－内転運動について誤差は非常に小さい範囲で推移しており、立脚期の 30% 以降は比較的誤差が少なく信頼性が得られる結果を導く可能性があることが示唆された。

数多くの体表面マーカーを利用した PCT では、筋収縮の影響が少ない部位に体表面マーカーを貼付することは困難であるが、RMS の測定方法では、出来る限り筋収縮の影響が少ない部位に 3 点の体表面マーカーを設定することで測定結果をより正確なものに近づけていけるのではないかと考えられるために、今後は RMS の貼付部位を再度検証していくことが課題として挙げられる。

2. 5 小括

体表面マーカーを利用した動作解析装置における歩行分析では、運動による皮膚の動きによる誤差は避けられない問題ではあるが、本研究で用いた RMS のような解剖学的特徴点を推定する測定方法を利用することによって臨床的に利用できる程度まで誤差を低減する可能性があった。

第3章 Rigid Marker Set を用いた歩行立脚期における膝関節の運動解析の再現性

3.1 はじめに

検査者が触診により解剖学的指標へ体表面マーカーを貼付する際には、解剖学的指標の同定に対して十分に注意深く行う必要がある。体表面マーカー貼付位置による測定誤差は結果の解釈を誤らせてしまう恐れがあり、測定結果の信頼性を高めるためにも測定の再現性についての検討は重要であると考えられる⁸⁵⁾。

本研究の目的は RMS を用いて、臨床応用における測定結果の信頼性を高めるため、歩行立脚期中の膝関節運動や関節トルクのセッション内及びセッション間の再現性を検証することである。

3.2 対象と方法

3.2.1. 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく、日常生活動作の制限を有しない健常成人 5 名（男性 3 名，女性 2 名）である。研究協力者の特性は年齢 27.5 ± 4.65 歳，身長 $1.68 \pm 0.11\text{m}$ ，体重 $65.5 \pm 8.8\text{kg}$ ，BMI $23.15 \pm 2.56\text{kg/m}^2$ (mean \pm sd) であった（表 3-1）。

表 3-1. 研究協力者の特性

研究協力者	性別	年齢	身長(m)	体重(kg)	BMI(kg/m ²)
1	女性	33	1.62	70	26.67
2	男性	26	1.78	66	20.83
3	男性	29	1.77	73	23.30
4	女性	22	1.56	53	21.78
5	男性	31	1.65	68	24.98
AVE		28.20	1.68	66.0	23.51
SD		4.32	0.10	7.7	2.37

3.2.2. 測定手順

測定には 8 台のカメラと光学式モーションキャプチャ・システム (Vicon, Oxford, UK), 床反力計(Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland)を用い、それぞれサンプリング周波数は 200Hz とした。計測は任意の速度による 10m 歩行とし、右下肢で床反力計を踏むように指示した。試行数は 5 試行とし、試行間には十分な休憩を挟んだ。研究協力者の骨盤と右下肢に直径 9.5mm の体表面マーカーを貼付した。体表面マーカーの貼付位置は解剖学的指標を触診により確認し、左右の ASIS と PSIS, 大転子の最突出部, 大腿骨内外側顆, 脛骨内外側顆, 内外果, 踵骨隆起, 第 2 中足骨頭に対して両面テープで直接皮膚に貼付した。ま

た大腿部の中央外側面と下腿部の遠位外側面に RMS を貼付した (図 3-1)。体表面マーカー貼付後, RMS を利用し静止立位によるキャリブレーション計測を行い, RMS から解剖学的指標の相対位置を決定した。

推定した解剖学的特徴点は大転子, 大腿骨内外側顆, 脛骨内外側顆, 内外果とし, 計測後の膝関節の角度算出と関節トルクには, RMS の thigh cluster と shank cluster により推定された解剖学的特徴点の座標値を用いた。

また, 各研究協力者にはセッション間における測定の実現性を検討するために, 最初の測定から約 1 週間後に同様の手順にて測定を行った。なお, 解剖学的指標への体表面マーカーの貼り付けは理学療法士 1 名により行った。

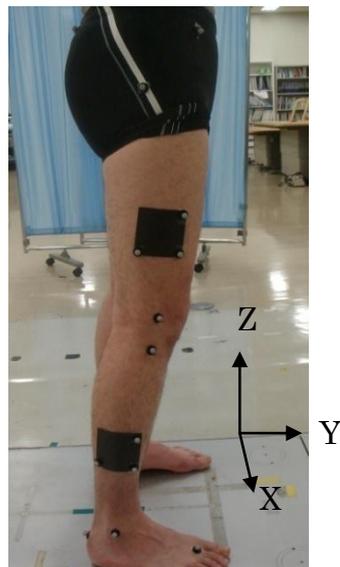


図 3-1. 大腿部の中央外側面と下腿部の遠位外側面に貼付された RMS

3. 2. 3. データ処理

解析区間及び RMS による関節角度データの算出は第 2 章の 2. 2. 3 データ処理と同一の手続きにて行った。

関節トルクは逆動力学手法により算出し, RMS より推定された大腿部と下腿部の解剖学的指標から各セグメントの質量中心, 質量, 関節間力, 角運動量などを求め, 以下の式により膝関節トルクを求めた。

$$F_k = m_s + F_a - m_s g$$

$$M_k = \dot{H}_s + M_a + F_a(J_a - C_s) - F_k(J_k - C_s)$$

ここで F_k と F_a はそれぞれ膝関節と足関節の関節間力, m_s は下腿質量, g は重力加速度, M_k と M_a はそれぞれ膝関節と足関節の関節トルク, \dot{H}_s は下腿角運動量, J_a と J_k はそれぞれ足関節と膝関節の関節中心, C_s は下腿質量中心を表している。

なお, 身体部分慣性係数は Ae ら⁴²⁾により報告された推定係数を利用した。

3. 2. 4. 統計処理

各研究協力者のセッション内とセッション間で得られた関節角度と関節トルクの波形データの再現性を確認するため、相対的信頼性の指標として CMC を Kadaba ら⁴⁵⁾による方法に準じて以下の式により算出した。

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

ここで M は試行日の数、 N は試行数、 T はデータポイント数、 Y_{ijt} は i 番目の試行日の j 番目の試行数における t 番目のデータポイントを示す。 \bar{Y}_{it} は i 番目の試行日の t 番目のデータポイントの平均値を示し、 \bar{Y}_i は i 番目の試行日における全体の平均値を示す。

$$\text{Between CMC} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_t)^2 / T(MN-1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y})^2 / (MNT-1)}}$$

ここで \bar{Y}_t は各試行における同一のデータポイントにおける平均値、 \bar{Y} は全体の平均値を示す。さらに各研究協力者の歩行立脚期において、最も標準偏差が高い時期に対してどの程度の角度やトルクの誤差が出現するかを確認するために Standard error of measurement (以下 SEM) を以下の式により算出した⁸⁶⁾。

$$\text{SEM} = s \sqrt{1 - r}$$

ここで s は標準偏差、 r は相関係数を示す。

3. 3 結果

各研究協力者における膝関節運動と関節トルクについてセッション内とセッション間の CMC の値を示した(表 3-2, 3-3)。セッション内における CMC の値は膝関節運動と関節トルクにおいて 0.76 から 0.99 の範囲を示した。セッション間においては屈曲-伸展の膝関節運動及び関節トルクは 0.96 から 0.99 の範囲を示したが、外転-内転及び外旋-内旋の膝関節運動と関節トルクは 0.76 から 0.97 の範囲を示し、屈曲-伸展よりもやや低い値を示す結果となった。CMC の代表値として研究協力者 2 の膝回旋運動のセッション内とセッション間における時系列データを図 3-2 に示した。

膝関節運動及び関節トルクのセッション内とセッション間の標準偏差が最も大きい時点における SEM の結果をそれぞれ表 3-4 から 3-7 に示した。膝関節運動の SEM の値はセッション内よりもセッション間で大きく、最も大きな誤差はセッション間の膝回旋運動において 7.52° の値を示した。またセッション内においても研究協力者 3 の屈曲-伸展において 6.96° とやや大きな値を示した。また関節トルクについてはすべての研究協力者においてセッション内よりもセッション間で SEM の値は大きい結果を示した。

表 3-2. 各研究協力者におけるセッション内の CMC

	膝関節運動			膝関節トルク		
	flex-ext	abd-add	ext-int	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	0.96	0.83	0.90	0.99	0.83	0.80
研究協力者 2	0.99	0.92	0.98	0.99	0.98	0.98
研究協力者 3	0.94	0.91	0.97	0.98	0.96	0.93
研究協力者 4	0.98	0.97	0.90	0.99	0.98	0.76
研究協力者 5	0.95	0.80	0.97	0.98	0.96	0.97

表 3-3. 各研究協力者におけるセッション間の CMC

	膝関節運動			膝関節トルク		
	flex-ext	abd-add	ext-int	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	0.96	0.81	0.81	0.99	0.80	0.83
研究協力者 2	0.98	0.80	0.80	0.99	0.94	0.97
研究協力者 3	0.97	0.83	0.83	0.98	0.76	0.95
研究協力者 4	0.98	0.87	0.81	0.99	0.97	0.82
研究協力者 5	0.96	0.84	0.82	0.98	0.85	0.86

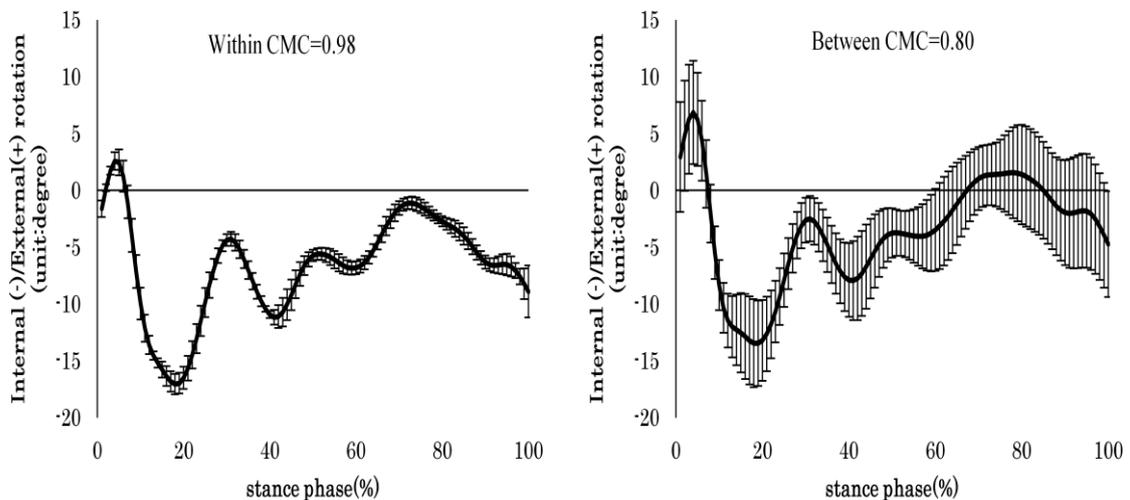


図 3-2. 研究協力者 2 の回旋運動におけるセッション内 (左図) とセッション間 (右図) の CMC の値と時系列データ
 図中の縦線は標準偏差を表す。

表 3-4. 各研究協力者のセッション内における膝関節運動の SEM

膝関節運動 (単位 : °)			
	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	2.89	2.32	3.74
研究協力者 2	3.43	1.20	1.60
研究協力者 3	6.96	1.97	1.60
研究協力者 4	2.32	1.06	1.79
研究協力者 5	2.44	1.70	2.53

表 3-5. 各研究協力者のセッション内における関節トルクの SEM

関節トルク (単位 : Nm/kg)			
	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	0.25	0.05	0.07
研究協力者 2	0.16	0.04	0.06
研究協力者 3	0.11	0.04	0.13
研究協力者 4	0.09	0.03	0.08
研究協力者 5	0.11	0.03	0.06

表 3-6. 各研究協力者のセッション間における膝関節運動の SEM

膝関節運動 (単位 : °)			
	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	0.78	1.23	4.53
研究協力者 2	3.74	4.21	4.67
研究協力者 3	4.84	4.76	7.12
研究協力者 4	1.99	4.23	7.52
研究協力者 5	4.74	6.93	5.79

表 3-7. 各研究協力者のセッション間における関節トルクの SEM

関節トルク (単位 : Nm/kg)			
	flex-ext	abd-add	ext-int
研究協力者 1	0.34	0.08	0.04
研究協力者 2	0.28	0.29	0.21
研究協力者 3	0.34	0.56	0.12
研究協力者 4	0.48	0.41	0.16
研究協力者 5	0.27	0.08	0.18

3. 4 考察

本研究で用いた RMS による測定方法の信頼性を確認するために、セッション内とセッション間における測定の再現性を検討した。

本研究の RMS を利用した膝関節角度と膝関節トルクの算出は、静止立位で得られた解剖学的指標と剛体状のプレートに貼付された 3 点の体表面マーカの相対的な位置関係をもとに、動作時の解剖学的指標を推定している。そのため測定の信頼性を高めるには、研究協力者に体表面マーカを貼付する際、解剖学的指標に対して触診を正確に行う技術や経験が要求される⁸⁷⁾。

本研究では歩行立脚期における膝関節角度変化の再現性は比較的良好な結果を得ることができた。しかしセッション間においては屈曲 - 伸展運動に対し内転 - 外転運動と内旋 - 外旋運動の CMC はやや劣っていた。内転 - 外転運動と内旋 - 外旋運動は屈曲 - 伸展運動に比べると歩行立脚期中の運動範囲は小さく、CMC の値は波形の一致度に依存することから、内転 - 外転運動と内旋 - 外旋運動は小さい運動範囲の中で波形がばらつくために屈曲 - 伸展運動に比べやや低い値になったと考えられた。

またセッション間においてはセッション内に比べると内転 - 外転運動と内旋 - 外旋運動の CMC は低く、SEM は大きくなっていた。これはセッション間における体表面マーカの貼付位置の誤差による影響であると考えられる。Grood^ら⁸³⁾による膝関節角度の算出方法は大腿部の左右軸と下腿部の長軸の決定が重要になるが、大腿部の左右軸は大腿骨外側顆と内側顆を結んだベクトルにより決定され、大腿骨外側顆と内側顆への体表面マーカの貼付位置の違いがその後の計算に大きく影響する。大腿骨外側顆と内側顆は外果や腓骨頭のように突出せず、丸みを帯びているために 1 点を同定することは他の解剖学的指標に比べ難しい。本研究でも触診により解剖学的指標を同定したが、内転 - 外転運動と内旋 - 外旋運動においてはセッション内よりもセッション間で測定誤差は大きくなる傾向を示した。

また歩行立脚期中の膝関節トルクにおいても、セッション内とセッション間で比較的良好な再現性の結果を得ることができたが、セッション内に比べるとセッション間においてはすべての関節トルクで SEM の値は大きくなり、CMC の値は伸展 - 屈曲トルクに比べ内転 - 外転トルクと内旋 - 外旋トルクはやや劣る傾向がみられた。歩行立脚期の前額面と水平面での関節トルクの値は矢状面に比べると非常に小さいので、小さい範囲でのばらつきが大きく、結果として、波形の一致度に依存する CMC や SEM は低値を示すことになる。セッション間の誤差については反射マーカの貼付位置の違いなど関節角度変化と同様の理由が考えられる。

過去の報告では、変形性膝関節症の歩行分析において内転 - 外転トルクの値が病態や力学的負荷に対して重要な指標になるとされている^{88,89)}。本研究の結果では内転 - 外転トルクや内旋 - 外旋トルクはセッション間で再現性の値がやや低くなることから、測定から得られる結果の解釈を慎重に行う必要があると考えられ

た。本研究で用いた測定方法は真の骨の動きを追うことはできず、真値を測定することはできないために、測定から得られる結果の解釈を慎重に行う必要があると考えられた。

本研究の限界として、本研究は測定の再現性を研究協力者のセッション内とセッション間で比較したものであるが、検者間による再現性の検討は行っていない。さらに本研究の研究に参加した研究協力者は5名と少ないことが挙げられる。

経験の少ない検者の場合は身体への体表面マーカーの貼付位置の誤差などが大きくなることが推測されるため、今後は経験の違いなどによる検者間の測定の再現性も検討していくことが課題として挙げられる。また、今後は変形性膝関節症を対象とした運動解析を行い、臨床データを収集していくことを考慮すると、対象を成人だけではなく高齢者を含めた分析が必要であると考えられる。

3. 5 小括

本研究の結果から、歩行立脚期における膝関節の角度変化はセッション内及びセッション間においても CMC の値は良好な結果が得られるが、SEM の値はセッション間で大きくなり、体表面マーカーの貼付位置を同定することが関節角度変化の再現性を得る上で重要であった。さらに、関節トルクについては内転－外転トルクや内旋－外旋トルクの CMC はやや劣っていた。

第4章 Rigid Marker Setを用いた歩行立脚期における膝運動解析の検査者間信頼性の検討

4.1 はじめに

歩行分析における測定結果の誤差は検査者間の解剖学的特徴点への貼付位置の違いにより生じる可能性があり，測定結果を正しく理解するためには利用された測定方法の信頼性を保証することが重要である．そのため本研究では検査者間による測定の信頼性を確認することにより，臨床における剛体板を用いた RMS による測定方法の有用性を検証することを目的とした．

4.2 対象と方法

4.2.1 研究デザイン

本研究では Schwartz ら⁸⁵⁾が示した測定の信頼性研究のモデルを参考に研究協力者を4名とし，4名の研究協力者に対してそれぞれ3名の検査者が体表面マーカーを貼付した．1名の検査者が体表面マーカーを貼付した後に研究協力者は10m歩行を5試行行うように指示され，終了後に全て体表面マーカーを外した．その後，2人目の検査者が同一研究協力者に対して体表面マーカーを貼付し，1番目と同一の手順で5試行を行い，3人目の検査者に対しても同様の手順が繰り返された．図4-1に研究デザインの概要を示した．

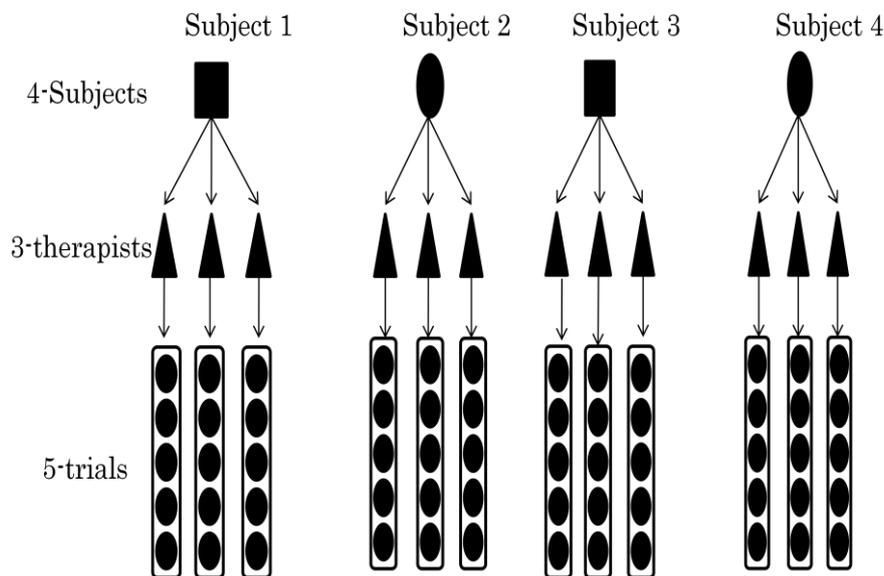


図4-1. 研究デザインの概要

4.2.2 対象

研究協力者は下肢及び脊柱に整形外科的疾患及び神経学的障害がなく，日常生活動作の制限を有しない健常成人4名（男性2名，女性2名）であった．研究協力者の特性は年齢 29.3 ± 6.1 歳，身長 $1.64\pm 0.13\text{m}$ ，体重 $61.7\pm 16.7\text{kg}$ ，BMI $22.68\pm 2.53\text{kg/m}^2$ (mean±sd) であった．

4. 2. 3 測定手順

測定機器については第 2 章と同様の機器を使用した。動作課題は 10m 歩行とし、検査者は 10 年以上の経験を有した理学療法士 3 名とした。各研究協力者は異なる 3 名の検査者ごとに 5 試行を 1 セットとして 3 セット行い、計 15 試行行うように指示された。1 セットごとに検査者は体表面マーカーをはずし、以下に示した解剖学的特徴点を触診により確認し両面テープで直接貼付した。体表面マーカーの貼付位置は大転子の最突出部、大腿骨内外側顆、脛骨内外側顆、内外果、踵骨隆起、第 2 中足骨頭であった。また大腿部の中央外側面と下腿部の遠位外側面に 3 つの体表面マーカーが貼付された RMS を貼付した(第 3 章 図 3-1 参照)。歩行速度は任意とし、右下肢で床反力計を踏むように指示した。試行間には十分な休憩を挟んだ。体表面マーカー貼付後、静止立位によるキャリブレーション計測を行い、大腿部と下腿部の RMS から解剖学的特徴点の相対位置を決定した。推定した解剖学的特徴点は第 2 章と同様に、大転子、大腿骨内外側顆、脛骨内外側顆、内外果とし、計測後の膝関節角度の算出には、大腿部と下腿部の RMS により推定された解剖学的特徴点の座標値を用いた。なお、解剖学的特徴点の推定は数学的ソフトウェア (Vicon Bodybuilder) を用いた。

4. 2. 4 データ処理

解析区間及び RMS による関節角度データの算出は第 2 章の 2. 2. 3 データ処理と同一の手続きにて行った。

4. 2. 5 統計処理

各研究協力者の歩行分析の 3 セットに対して検査者間の再現性を確認するため、第 3 章 3. 2. 4. 統計処理と同一の手続きにて CMC と SEM を算出した。

4. 3 結果

代表値として、研究協力者 3 の 3 名の検査者による歩行立脚期における膝関節角度変化の平均値と標準偏差を図 4-2 に示した。また各研究協力者の検査者間における CMC の値を表 4-1 に示した。CMC による検査者間の信頼性は屈曲-伸展では平均で 0.93 (0.91~0.94)、外旋-内旋では平均で 0.95 (0.94~0.97) を示し、外反-内反では平均で 0.82 (0.77~0.92) を示した。SEM の結果を表 4-2 に示した。屈曲-伸展では平均で 0.86° (0.68° ~1.13°)、外旋-内旋では平均で 1.08° (0.78° ~1.60°)、外反-内反では平均で 2.42° (1.43° ~3.33°) を示した。また、全ての研究協力者において各関節角度による SEM の最大誤差は FS か TO の時期に出現していた。

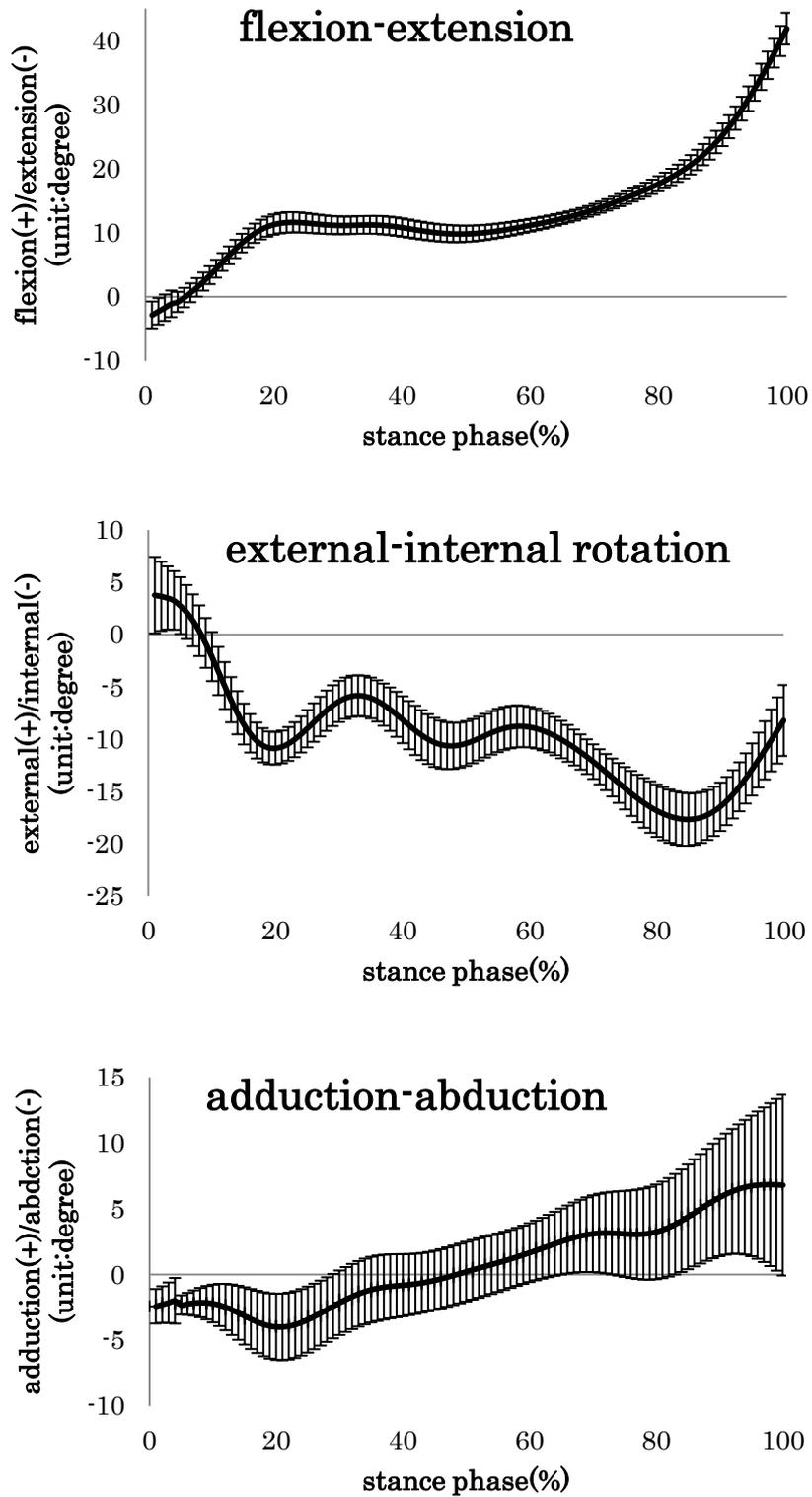


図 4-2. 研究協力者 3 の歩行立脚期における関節角度変化（上は屈曲-伸展，中央は外旋-内旋，下は外反-内反）

表 4-1.各研究協力者の歩行立脚期における膝関節角度の CMC

	Flex-Ext	Ext-Int	Add-Abd
研究協力者 1	0.94	0.95	0.81
研究協力者 2	0.93	0.94	0.92
研究協力者 3	0.92	0.95	0.77
研究協力者 4	0.91	0.97	0.78
AVE	0.93	0.95	0.82

表 4-2.各研究協力者の歩行立脚期における膝関節角度の SEM

	Flex-Ext	Ext-Int	Add-Abd
研究協力者 1	0.90°	1.60°	3.01°
研究協力者 2	0.72°	1.06°	1.43°
研究協力者 3	0.68°	0.78°	3.33°
研究協力者 4	1.13°	0.87°	1.93°
AVE	0.86°	1.08°	2.42°

4. 4 考察

本研究は歩行解析における測定の再現性について検査者間での検証を行った。膝関節の三次元運動は大腿部と下腿部の解剖学的特徴点から各セグメントの部分座標系が作成され、その位置関係によって関節運動の結果は大きく影響される。本論文第 8 章において、本研究と同様の方法を用いて 1 名の検査者によるセッション間の測定の再現性について検証した結果、膝関節の三次元運動について CMC の値は 0.8 以上と非常に良好な結果を示した⁹⁰⁾。一般的には検査者間による測定誤差は検査者内やセッション間による測定誤差よりも大きくなると考えられるが⁴⁵⁾、本研究における検査者間による測定の再現性も 0.8 以上と非常に良好な結果を示した。このような結果が得られた要因として、本研究では 3 名の検査者はいずれも 10 年以上の臨床経験を有した理学療法士であり、触診に利用された解剖学的特徴点は比較的皮膚表面から触知しやすい点であったためと考えられる。

本研究の結果では検査者間の再現性は比較的良好な結果を得ることができたが、全ての研究協力者の各関節角度においては FS か TO の時期に誤差が大きくなる傾向を示した。このことは立脚初期には床への衝撃に対する大きな筋収縮などにより皮膚表面に貼付した大腿部の RMS が揺れる可能性があり、その結果推定される解剖学的特徴点に誤差が生じるものと考えられる。また立脚終期は前方への推進力を発揮するために下腿三頭筋により床を蹴る力が大きく発揮され³⁹⁾、そのために下腿部に取り付けた RMS による誤差が生じるものと考えられる。体表面マーカーを利用した測定方法では、以前より皮膚のズレによる測定精度の問題が議論されており^{67,68)}、依然その解決は得られていない⁶⁵⁾。

しかしながら、臨床的に利用される歩行分析は歩行障害を呈した患者の評価を行う上では重要かつ標準的なツールになっており、異なる検査者による同一研究

協力者に対する測定の再現性を得ることは動作解析装置を患者へ臨床応用するためにより有益な情報になると考えられる。特に臨床で用いる場合、対象となる患者数が非常に多くなると、1名の測定者のみでは対応が困難になる。そのため、比較的触知しやすい解剖学的特徴点への体表面マーカの貼付は、経験を有した検査者であれば誰でも同一の測定結果を導くことが可能となり、何名かの検査者により多くの患者を測定することができる利点がある。

本研究では検査者の経験年数がいずれも10年以上であり、比較的経験の少ない検査者が加わった場合については異なる結果になる可能性も指摘される。

4.5 小括

本研究の結果は比較的触知しやすい解剖学的特徴点を利用することによって、経験を有した検査者であれば体表面マーカの貼付による貼付位置の違いを防ぐことができ、臨床的にも十分利用できる測定方法であった。

第5章 第Ⅱ部のまとめ

第2章から第4章において、膝関節運動を三次元運動として測定するための測定方法について、その再現性や過去に報告されている測定方法と比較することによる測定方法の妥当性について検討した。本研究で用いた **RMS** による解剖学的特徴点の推定方法は、測定の再現性は高く、検査者間による測定誤差も十分に臨床応用に耐えうる範囲の誤差レベルであると考えられた。**PCT** との比較においては、屈曲－伸展運動及び内反－外反運動については比較的良好な結果を示し、歩行立脚期 30% 以降では信頼性の高い結果が得られる可能性が示された。体表面マーカーを利用した動作解析装置における歩行分析では、運動による皮膚の動きによる誤差は避けられない問題ではあるが、解剖学的特徴点を推定する測定方法を利用することによって臨床的に利用できる程度まで誤差を低減する可能性があることが本研究の結果から考えられた。

今後の展望

本論文では、運動の円滑さについての基礎的研究を行い、健常成人及び変形性膝関節症の軽症例、ACL 再建術後の症例の運動解析を行った。変形性膝関節症については、今後は比較的重症度が高いとされる症例に対しても解析を行い、進行度の相違による運動の円滑さについて検証し、変形性関節症の進行度に応じた評価や治療プログラムの立案の一助になるように臨床データを収集する必要がある。また、ACL 再建術後の症例に対しても研究協力者数や術式による相違などを検討しながら運動の円滑さを評価することにより、評価や治療プログラムの立案の一助になると考えられる。本論文では、膝関節の三次元運動の計測精度の問題から、運動の円滑さに対する分析を屈曲－伸展運動の二次元運動のみを対象とした。しかしながら、多くの先行研究にあるように lateral thrust や内反変形に代表される変形性膝関節症の前額面上における問題や ACL 再建術後の回旋不安定性など膝関節の運動は屈曲 - 伸展運動だけではなく、内反－外反や回旋運動が組み合わさった複合運動である。歩行立脚期における膝関節運動の円滑さにおける動態を明確にするためにも、三次元運動の解析を進めていくことは必須の課題であり、より精度の高い三次元動作解析の測定方法を構築していくことが課題である。本論文では体表面マーカー利用した測定方法の再現性や他の測定方法との比較による妥当性について検証したが、真の骨の運動を追った結果ではなく、今後の検証課題として透視画像などのデータと体表面マーカーのマッチングなど測定精度の検証を十分に行っていくことが挙げられる。

体表面マーカーによる膝関節の三次元運動解析の測定方法に対する信頼性が確立されることにより、膝関節の動態をより詳細に把握することが可能となり、医療分野における膝関節運動の評価や治療の進歩につながることを期待できる。

総括

本研究は、歩行立脚期における膝関節の運動解析において、歩行立脚期の膝関節運動に関する基礎的研究と3次元運動解析に関する測定方法の検証の2部構成より行った。第I部で示した歩行立脚期の膝関節運動に関する基礎的研究では、膝関節運動の円滑さに着目し、角躍度の総和であるAJCから運動の円滑さを示した。その結果、健常成人、膝関節に疾患を有した変形性膝関節症の症例及びACL再建術後の症例のいずれにおいても立脚初期に運動の円滑さは減少し、膝関節が最も不安定になる時期であることが示された。また変形性膝関節症の症例及びACL再建術後の症例では健常成人に比べ、疼痛や不安定性を回避するために立脚初期に運動を円滑にするような戦略をとっていることが考えられた。本研究により、運動の円滑さの指標は、加速度の変化率という運動学的変化を捉えるのみではなく、床反力や関節トルクなど身体に加わる運動力学的変数との関係を表すことができ、本研究の結果は、運動の円滑さという視点から関節運動の動態を表すための評価指標としての基礎的データとなると考えられた。

また、第II部で示した3次元運動解析に関する測定方法の検証では、本研究で用いたRMSによる測定方法はPCTと同程度の妥当性があり、信頼性の高い評価方法であったが、今後も透視画像などのデータと体表面マーカのマッチングなど測定精度の検証を十分に行っていくことが必要であると考えられた。

謝辞

本研究は指導教員である和田野安良教授の指導のもとに行われました。和田野安良教授には博士課程における研究を進めるにあたり、指導教員として多大なるご指導を頂き、さらには研究テーマに対する実験環境を整えて頂いたことに深く感謝致します。茨城県立医療大学理学療法学科 伊東元教授には副指導教員として研究のみならず、理学療法に対する考え方や今後の在り方など数多くのご指導を頂きましたことに深く感謝致します。茨城県立医療大学附属病院 六崎裕高准教授には投稿論文や学会発表などに対する多くの御助言を頂くとともに、私の拙劣な文章に対して丁寧に御指導して頂き、いつも励まして頂いたことに深く感謝致します。

また、本研究に対して的確な御指摘を頂いた茨城県立医療大学理学療法学科 水上昌文教授，居村茂幸教授，茨城県立医療大学人間科学センター 岩井浩一教授，筑波大学附属病院整形外科 金森章浩講師に深く感謝致します。

杏林大学保健学部理学療法学科 倉林準講師には運動解析における多くのアドバイスを頂き、さらに本研究に対して快く御協力頂いたことに深く感謝致します。また、計測について御協力頂きました医) 鎮誠会 西田隆一郎先生に深く感謝致します。

本研究を進めるにあたり計測における貴重な御助言をいただきました，高エネルギー加速器研究機構 兵藤一行様に深く感謝致します。

つくば国際大学医療保健学部理学療法学科 小林聖美先生，中野渉先生には常に無理難題を聞いて頂き，公私にわたり御協力して頂いたことに深く感謝致します。

茨城県立医療大学大学院医療保健科学研究科の皆様をはじめ，測定に御協力して頂いた多くの方々に厚く御礼申し上げます。

最後に，本論文を完成させるにあたり多くの時間を費やせるよう環境を整え，常に明るく温かい笑顔で支えてくれた妻の恵美と娘の海羽に心より感謝致します。

引用文献

- 1) 木村雅史. 膝を視る目 診断・治療のエッセンス. 南江堂 (東京). 2010 ; 1-2.
- 2) 弓岡光徳, 森彩子, 溝田勝彦, 村田伸, 熊丸真理 (訳). ヒューマンウォーキング 原著第3版. 武田功 (監訳). 医歯薬出版 (東京). 2009 ; 44-45.
- 3) Perry J. Gait Analysis: Normal and pathological function. NJ(USA). SLACK Incorporated. 1992.
- 4) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩. 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版 (東京). 2003 ; 370.
- 5) 古賀良生. 変形性膝関節症 病態と保存療法. 南江堂 (東京). 2008 ; 89.
- 6) 倉林準. 変形性膝関節症患者における歩行の特徴. 臨床バイオメカニクス. 2011 ; 32 : 413-419.
- 7) Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. J Biomech, 2001 ; 34 : 907-915.
- 8) Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. Ann Biomed Eng, 2004 ; 32(3) : 447-457.
- 9) Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: A systematic review. Knee, 2009 ; 16 : 303-309.
- 10) Hunt MA, Bennell KL. Predicting dynamics knee joint load with clinical measures in people with medial knee osteoarthritis. Knee, 2011;18:231-234.
- 11) Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EA, Andriacchi TP. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. Arthritis Rheum, 1998 ; 41(7) : 1233-1240.
- 12) Andrew 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, 1996 ; 14 : 289-295.
- 13) Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoarthritis of the knee : effect on gait, strength, and flexibility. Arch Phys Med Rehabil, 1992 ; 73 : 29-36.
- 14) Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthritis. Ann Rheum Dis, 1957 ; 16 : 494-502.
- 15) Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. Arthritis Care Res, 2010; 62(1):38-44.
- 16) Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Knee flexion contracture will lead to mechanical overload in both limbs: A

- simulation study using gait analysis. *Knee*, 2008;15:467-472.
- 17) Henriksen M, Simonsen EB, Alkaer T, Lund H, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsoe B, Bliddal H. Increased joint loads during walking- A consequence of pain relief in knee osteoarthritis. *Knee*, 2006;13:445-450.
 - 18) Zeni JA, Higginson JS. Knee osteoarthritis affects the distribution of joint moments during gait. *Knee*, 2011;18:156-159.
 - 19) 遠山晴一, 安田和則, 田邊芳恵. 膝十字靭帯損傷の治療. *理学療法*, 1998 ; 15(12) : 978-983.
 - 20) Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum*, 2004 ; 50 : 3145-3152.
 - 21) Nagano Y, Naito K, Saho Y, Torii S, Ogata T, Nakazawa K, Akai M, Fukubayashi T. Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *Knee*, 2012 ; 19(5) : 628-632.
 - 22) Elbaz A, Mor A, Segal O, Agar G, Halperin N, Haim A, Debbi E, Segal G, Debi R. Can single limb support objectively assess the functional severity of knee osteoarthritis?. *Knee*, 2012 ; 19 : 32-35.
 - 23) Henriksen M, Aaboe J, Bliddal H. The relationship between pain and dynamic knee joint loading in knee osteoarthritis varies with radiographic disease severity, A cross sectional study. *Knee*, 2012 ; 19(4) : 392-398.
 - 24) 福林徹, 蒲田和芳. ACL 損傷予防プログラムの科学的基礎. *NAP (東京)* . 2008 ; 30-35.
 - 25) 寒川美奈, 山中正紀. 前十字靭帯損傷の機能解剖学的特性. *理学療法*. 2004 ; 21(2) : 381-387.
 - 26) Scanlan SF, Chaudhari MW, Dyrby CO, Andriacchi TP. Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *J Biomech*, 2010 ; 43 : 1817-1822.
 - 27) Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech*, 2005 ; 38 : 293-298
 - 28) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩. 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版(東京). 2003 ; 361.
 - 29) 小島基永. 加速度計を用いた高齢者歩行の安定性評価. *バイオメカニズム学会誌*. 2006 ; 30(3) : 138-142.
 - 30) Flash T, Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*, 1985 ; 5 : 1688-1703.
 - 31) 小島基永, 大淵修一, 柴善崇. 膝蓋腱を用いた膝前十字靭帯再建術後患者における関節運動の円滑さの検討-躍度の指数を用いて-. *理学療法学*. 1998 ; 25(2) : 96-99.

- 32) Uno Y, Kawato M, Suzuki R. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol Cybern*, 1989 ; 61 : 89-101.
- 33) Kitazawa S, Goto T, Urushihara Y. Quantitative evaluation of reaching movements in cats with and without cerebellar lesions using normalized integral of jerk, in Mano N, Hamada I, Delong MR (eds.) *Role of the cerebellum and basal ganglia in voluntary movement*. Elsevier Science Publishers. 1993 ; 11-19.
- 34) Sakata K, Kogure A, Hosoda M, Isozaki K, Masuda T, Morita S. Evaluation of the age-related changes in movement smoothness in the lower extremity joints during lifting. *Gait Posture*, 2010 ; 31 : 27-31.
- 35) 望月久, 山田茂. 筋機能改善の理学療法とそのメカニズム. NAP (東京). 2001 : 10.
- 36) Noyes FR, Mangine RE. Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 1987 ; 15 : 149-160.
- 37) Hreljac A. Stride smoothness evaluation of runners and other athletes. *Gait Posture*, 2000 ; 11 : 199-206.
- 38) Puniello MS, McGibbon CA, Krebs DE. Lifting characteristics of functionally limited elders. *J Rehabil Res Dev*, 2000 ; 37 : 341-352.
- 39) Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J Orthop Res*, 2010 ; 24 : 1983-1990.
- 40) Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture*, 2003 ; 17 : 159-169.
- 41) Hogan FB, Flash T. Moving gracefully: quantitative theories of motor coordination. *Trends Neurosci*, 1987 ; 10 : 170-174.
- 42) Ae M, Tang HP, Yokoi T. Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes. *Biomechanism (Japanese)*, 1992;11:23-33.
- 43) Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, (2nd ed.). Wiley Inter-Science. 1990.
- 44) Hurwitz DE, Summer DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech*, 1998;31: 423-430.
- 45) Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 1989;7:849-860.
- 46) Lafortune MA. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J Biomech*, 1991;24:877-886.
- 47) Kirley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng*, 1985 ; 7 : 282-288.

- 48) Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP, Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*, 2004 ; 50 : 1172-1178.
- 49) McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB, Knee kinetics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. *Gait Posture*, 2010 ; 32 : 205-210.
- 50) Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC, Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*, 2003 ; 17 : 106-112.
- 51) Winter DA, Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 1995 ; 3 : 193-214.
- 52) Chiu SL, Chou LS, Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. *J Biomech*, 2012 ; 45 : 275-280.
- 53) 川村秀哉, 杉岡洋一, 廣田良夫. 変形性膝関節症の疫学—患者数推定と患者調査結果の検討, 整形と災害. 1995 ; 44(1) : 12-15.
- 54) 大森豪, 古賀良生. 変形性膝関節症の発症及び悪化因子, 総合リハビリテーション. 2001 ; 29(3) : 221-225.
- 55) 倉林準. 動作解析による変形性膝関節症患者における歩行の特徴. 臨床バイオメカニクス, 2011 ; 32 : 413-419.
- 56) 平田和彦, 出家正隆, 浦辺幸夫, 木村浩彰, 越智光夫. 膝前十字靭帯再建方法の違いによる固有感覚の変化—一重束再建, 二重束再建, 靭帯補強術の比較. *JOSKAS*, 2012 ; 37(1) : 110-111.
- 57) 入内島崇紀, 白倉賢二, 洞口敬, 元島清香, 森本祐介. 膝関節前十字靭帯再建後筋力回復および関節安定性に影響する因子の検討. *JOSKAS*, 2012 ; 37(1) : 72-73.
- 58) Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*, 1984 ; 3 : 51-76.
- 59) Kean CO, Birmingham TB, Garland JS, Jenkyn TR, Ivanova TD, Jones IC, Giffin RJ. Moments and muscle activity after high tibial osteotomy and anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports & Exerc*, 2009 ; 612-619.
- 60) Zeni Jr JA, Higginson JS. Difference in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed?. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* , 2009 ; 24 : 372-378.
- 61) Andriacchi TP, Alexander EJ. Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech*, 2000 ; 33(10) : 1217-1224.
- 62) Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. USA. 2004 ; 39.
- 63) Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement

- analysis using stereophotogrammetry, Part4. Assessment of anatomical landmark mislocation and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, 2005 ; 21 : 226-237.
- 64) Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part3 . Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*, 2005 ; 21 : 212-225.
- 65) Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U. Position and orientation of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech*, 1996 ; 11(2) : 90-100.
- 66) Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 1992 ; 25(4) : 347-357.
- 67) Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, Stano A. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture*, 1997 ; 6(2) : 98-109.
- 68) Fuller J, Liu LJ, Murphy MC, Mann RW. A comparison of lower extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Hum Mov Sci*, 1997 ; 16 : 219-242.
- 69) Holden JP, Orsini JH, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture*, 1997 ; 5 : 217-227.
- 70) Manal K, McClay I, Stanhope S, Richards J, Gailinat B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking : an in vivo study. *Gait Posture*, 2000 ; 11 : 38-45.
- 71) Donati M, Camomilla V, Vannozzi G, Cappozzo A. Enhanced anatomical calibration in human movement analysis. *Gait Posture*, 2007 ; 26 : 179-185.
- 72) Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*, 1995 ; 10 : 171-178.
- 73) Cappello A, Cappozzo A, La Palombara PF, Lucchetti L, Leardini A. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Hum Mov Sci*, 1997 ; 16(2-3) : 259-74.
- 74) Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech*, 1998 ; 13(3) : 204-215.
- 75) Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V. Validation of a functional method for the estimation of the hip joint centre location. *J Biomech*, 1999 ; 32(1) : 99-103.
- 76) Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics

- during gait. *Clin Biomech*, 1999 ; 14(8) : 528-536.
- 77) Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng*, 1998 ; 120 : 743-749.
- 78) Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *Knee*, 2009 ; 16 : 153-158.
- 79) Misonoo G, Kanamori A, Ida H, Miyakawa S, Ochiai N. Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity - A quasi-randomized trial. *Knee*, 2012 ; 19 : 87-93.
- 80) Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech*, 2001 ; 34(3) : 355-361.
- 81) Cereatti A, Della Croce U, Cappozzo A. Reconstruction of skeletal movement using skin markers : comparative assessment of bone pose estimators. *J Neuroeng Rehabil*, 2006 ; 3 : pp7.
- 82) Ida H, Nagano Y, Fukubayashi T, Akai M. Measurement of in vivo motion of the knee:assessment and application of the point cluster technique. In CD-ROM of SICE Annual Conference, 2005 ; 1255-1258.
- 83) Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, 1983;105:136-144.
- 84) Ishii H, Y Nagano, Ida H, Fukubayashi T, Maruyama T. Knee kinematics and kinetic during shuttle run cutting: Comparison of the assessments performed with and without the point cluster technique. *J Biomech*, 2011 ; 44 : 1999-2003.
- 85) Schwartz MH, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*, 2004 ; 20 : 196-203.
- 86) HaleySM, Frigala-Pinkham MA. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther*, 2006 ; 86 : 735-743.
- 87) Taylor WR, Kornaropoulos EI, Duda GN, Krutzenstein S, Ehrig RM, Arampatzis A, Heller MO. Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb. *Gait Posture*, 2010 ; 32 : 231-236.
- 88) Walter JP, D'Lima DD, Colwell Jr, Fregly BJ. Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force gait. *J Orthop Res*, 2010;28:1348-1354.
- 89) Yang NH, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, Vaziri A. Effect of frontal tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait. *J Orthop Res*, 2010;28:1539-1547.

90) Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Reproducibility of knee movement analyses during the stance phase using the Anatomical Landmarks Calibration. JPTS, 2012 ; 24(6) : 485–489.