

平成 30 年度 博士論文
体表からの膝関節および後足部アライメント
計測に関する研究

九州工業大学 大学院生命体工学研究科

人間知能システム工学専攻 人間機能代行システム研究室

14899009 大西 忠輔

平成 31 年 3 月

目次

第 1 章 序論	1
1.1 背景	1
1.2 本研究の目的	5
1.3 本研究の有用性	6
1.4 本研究の構成	6
参考文献	7
第 2 章 変形性膝関節症の病態・診断・治療・予防	10
2.1 病態	10
2.2 臨床症状と診断	11
2.3 治療	12
2.3.1 保存療法	12
2.3.2 外科的治	12
2.4 膝 OA の発生原因	13
2.5 膝 OA の予防	13
参考文献	14
第 3 章 下肢のキネマティックスとアライメント	16
3.1 本研究における足部・足関節の基本的な動きの定義	16
3.1.1 基本肢位 (neutral zero starting position)	16
3.1.2 足関節・足部の動き	17
3.2 後足部・足関節の機能解剖	20
3.2.1 距腿関節 (TCJ) の構造—機能解剖	21
3.3.2 距骨下関節 (STJ) の構造—機能解剖	23
3.3 膝関節の機能解剖	24
3.4 後足部の解剖学的アライメント	25
3.5 膝関節の解剖学的アライメント	26
3.6 膝 OA と膝関節の関係	28
3.6.1 膝内側コンパートメントと下肢アライメント	28
3.6.2 膝 OA と膝関節マルアライメントとの関係	29
3.6.3 膝 OA に対する臨床症状と下肢アライメン	30

参考文献	31
------	----

第 4 章 膝 OA に対する膝関節と後足部アライメント計測の本研究

における位置づけ	35
----------	----

4.1 膝 OA と後足部の関係	35
4.1.1 運動連鎖とは	35
4.1.2 後足部一下腿部の運動連鎖	35
4.1.3 後足部からの上行性運動連鎖	36
4.1.4 運動連鎖と膝 OA 発生のメカニズム	37
4.2 臨床における予防と治療	38
4.3 膝関節および後足部アライメント計測における問題点	41
4.3.1 X 線撮影法によるアライメント評価の問題点	41
4.3.2 体表からの足部および下肢に対する動的評価の問題点	43
4.3.3 先行研究による体表からの膝関節アライメント評価の問題点	44
4.3.4 先行研究による体表からの後足部アライメント評価の問題点	46
4.3.5 膝 OA に対するスクリーニングにおける問題点(整形外科医の見解から)	49
4.4 解決すべき課題	49
4.5 解決方法の提案	51
参考文献	54

第 5 章 マーカを用いた膝関節アライメント計測法の開発

5.1 自由下肢骨の解剖学的な知見による仮説	61
5.2 提案手法(AMI)	63
5.2.1 提案手法の概略とアルゴリズム	63
5.2.2 画像のグレースケール変換	65
5.2.3 テンプレートマッチング	66
5.2.4 交点および外側角の算出	68
5.3 X 線撮影法	69
5.4 提案手法の有効性評価	70
5.4.1 提案手法の評価方法	70
5.4.2 マーカと撮影装置および撮影環境	70
5.4.3 被検者	71
5.4.4 統計処理	72

5.4.5	結果	72
5.4.6	提案手法の有効性に対する考察	79
5.5	提案手法の信頼性評価	81
5.5.1	被検者	82
5.5.2	実験手順	82
5.5.3	結果	82
5.5.4	考察	83
5.6	AMI 測定による画像処理過程による検者内信頼性の ICC	83
5.6.1	結果と考察	84
5.7	まとめ	84
	参考文献	86

第 6 章 レーザを用いた後足部アライメント計測法の開発89

6.1	提案手(HAML)	89
6.1.1	解剖学的な知見による提案手法の基準点の仮説	89
6.1.2	解剖学的な知見による STJN の仮説	91
6.2	レーザーによる後足部のアライメント計測	92
6.2.1	ゴニオメーター法に伴う問題点に対する改良点	92
6.2.2	STJN 計測方法	93
6.2.3	マーキング方法 (踵骨二等分点とアキレス腱)	94
6.2.4	レーザーによる計測環境	95
6.2.5	レーザーによる後足部の評価	96
6.3	ゴニオメーター法による後足部の評価	97
6.4	X 線写真による後足部の評価	99
6.5	提案手法の有効性評価	101
6.5.1	被検者	101
6.5.2	統計学的解析	102
6.5.3	結果	102
6.5.4	考察	104
6.6	提案手法の信頼性評価	105
6.6.1	被検者	105
6.6.2	結果	105
6.6.3	考察	106
6.7	まとめ	106
	参考文献	108

第 7 章 結論	112
7.1 膝 OA に対する提案手法のまとめ	112
7.2 提案手法のスクリーニングとしての可能性と課題	114
7.2 今後の課題	114
参考文献	117
研究業績目録	118

使用頻度の多い略語リスト

1. 膝 OA(knee osteoarthritis)
変形性膝関節症
2. ADL(activity of daily living)
日常生活動作
3. AMI(Angle measurement method by image utilizing bony prominences)
開発した体表からの膝関節アライメント計測法
4. CKC(Closed Kinetic Chain Exercise)
閉鎖性運動連鎖による運動
5. FTA(Femorotibial Angle)
大腿脛骨角・解剖軸
6. FTA-long(FTA : full-length radiographs views)
下肢全長での X 撮影法による FTA 計測法
7. FTA-short(FTA : short radiographs views)
膝関節のみの X 線撮影法による FTA 計測法
8. HAML(Hindfoot alignment measurement method with laser beam)
開発した体表からの後足部アライメント評価法
9. HKA(Hip-Knee-Ankle angle)
角度計測による機能軸
10. KAM(Knee adduction moment)
膝関節内反モーメント
11. K/L 分類(Kellgren/Lawrence grading system)
膝 OA の X 線による重症度分類

12. OKC(Open Kinetic Chain Exercise)

開放性運動連鎖による運動

13. ROM(Range of motion)

関節可動域

14. SHA(Saltzman hindfoot angle)

脛骨中央長軸と距骨滑車の中央と踵骨の最も末梢遠位部を結ぶ軸とのなす角度

X線撮影による後足部アライメント評価法

15. STJ(Subtalar Joint)

距骨下関節

16. STJN(The position of subtalar joint neutral)

距骨下関節中間位

17. TB-CA(Tbio-calcaneal angle)

脛骨中央長軸と踵骨中央長軸とのなす角度

X線撮影による後足部アライメント評価法

18. T-CA(Talo-calcaneal angle)

踵骨中央長軸と距骨滑車の中央点からの垂線とのなす角度

X線撮影による後足部アライメント評価法

19. TCJ(Taroclural Joint)

距腿関節

第1章 序論

1.1 背景

平成 27 (2015) 年 10 月 1 日現在, 我が国の 65 歳以上の高齢者人口は, 3392 万人となり, 高齢化率は, 26.7%となった. 総人口が減少する中で高齢者が増加することにより高齢化率は上昇を続け, 平成 47 (2035) 年に 33.4%で 3 人に 1 人が高齢者となると推測される. 平均寿命の延伸においては, 要介護状態になる時期を可能な限り遅らせ, 健康寿命(健康上の問題で日常生活が制限されることなく生活できる期間)と平均寿命をできるだけ近づけることが重要である. 言い換えれば, 平均寿命と健康寿命との差は, 日常生活に制限のある「不健康な期間」を意味する. 平均寿命と健康寿命の差は, 平成 28 年で, 男性 8.84 年, 女性 12.35 年となっており[1], 今後平均寿命の延伸に伴い健康寿命との差が拡大すれば, 医療費や介護給付費の多くを消費する期間が増大することに繋がる. そのため, 厚生労働省は増え続ける医療・介護・福祉などの費用を抑えるため, 予防に軸足をおいた政策を推進させようとしている.

高齢者の要介護状態発生原因においては, 第一位「脳血管疾患」が 17.2%と最も多く, 第二位「認知症」16.4%, 第三位「高齢による衰弱」13.9%となっている[2]. 要介護状態発生原因の第 3 位に「高齢による衰弱(フレイル)」が挙げられている. 「フレイル」とは, 筋力が衰える「サルコペニア」や運動器自体の疾患や加齢による運動器機能不全による運動器症候群 (locomotive syndrome ; 以下ロコモティブシンドローム) という状態を経て, さらに生活機能が全般に衰える状態となり, 要介護状態に至ることを言う. フレイルを構成しているのは, 動作が遅くなったり転倒しやすくなったりするなど「身体的要素」, 認知機能の障害やうつ病などの精神や心理的な問題を含む「精神的要素」, そして独り住まいや経済的な困窮などの「社会的要素」の 3 要素である(図 1.1)[3].

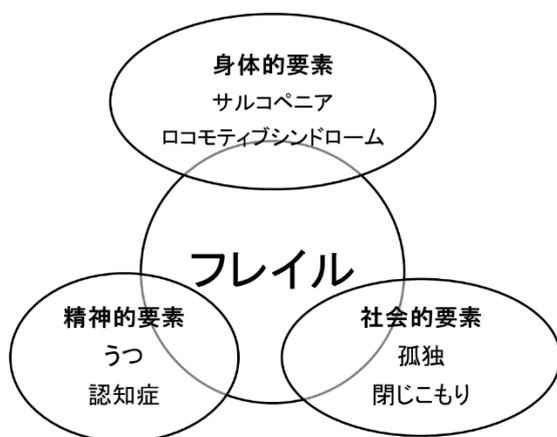


図 1.1 フレイルの 3 つの要素 (文献[3]を引用, 著者改変)

加齢に伴う身体機能の衰えは不可避的なものであるが、適切な介入がなされれば、要介護に至ることを回避し、健常な状態に戻ることができる。フレイルの状態を早期発見し、早期に対応することで、要介護に至るのを防ぎ、健康寿命を延ばすことができるが、発見が遅れ放置されると要介護に至ることになる。

フレイルにおいて、加齢に伴って生活機能低下につながるリスク因子のうち出現可能性の高いものに痛みがある[4]。特に痛みを伴う運動器疾患は、身体活動の低下をもたらす原因になる。更には、外出頻度の低下等により閉じこもりや精神面での悪影響にもつながり、これらの悪循環に陥ることが生活機能全般の低下をもたらす大きな要因となっている[5]。フレイルの身体的要素に着目すると、高齢者の痛みを伴う代表的なロコモティブシンドロームに変形性膝関節症（knee osteoarthritis；以下、膝 OA）がある。膝 OA は、関節軟骨の変性と摩耗を病態の首座に、関節内構造体である滑膜や軟骨にも障害が及び、関節の形態と機能を障害し、歩行時痛などにより移動能力が障害され、最終的には日常生活動作（activity of daily living；以下、ADL）を著しく低下させ、緩徐であるが進行性の疾患である[6]。Lamb らは、膝の痛みは歩行機能の制限と密接に関わっていると指摘している[7]。近年の高齢者研究から ADL の低下には運動機能、なかでも歩行機能の影響が大きいとされていることから[8][9]、膝 OA が原因でこのフレイルに陥り要介護状態となっている可能性は高いと言える。吉村らの研究によれば、膝 OA が発生した人はそうでない人に比べて、要介護・要支援に移行するオッズ比が 5.7 と高くなっていると報告している[10]。さらに高齢者の要介護状態発生原因の第 4 位と第 5 位においても「骨折・転倒」が 12.2%、「関節疾患」が 11.0%という調査結果が報告されており[2]、運動器疾患そのものも要介護原因の 2 割以上を占めている。吉村による大規模調査によると膝 OA の有病率は年齢に依存して高くなり、80 歳以上では男性が約 50%、女性が約 80%に上るとの報告もある[10]。このことにより、膝 OA に罹患した多くの高齢者は膝関節痛などが原因で歩行機能低下や筋力低下をきたすことにより身体活動が減少した結果、要介護状態に陥ることが想起される。しかし、現在、膝 OA に対しては、高い罹患率にもかかわらず、日常臨床ではその診断を、X 線撮影にのみ頼っているのが現状である。さらに重症化した膝 OA 患者や術前に撮影することが大半であり、初期段階における撮影は稀である。ゆえに初期段階時における膝 OA の治療や診断への指標としては期待できない現状がある。40 歳以上の男女 1,175 名を対象とした「ひざの健康」に関する調査では[11]、膝が痛いからといって「病院に行く」人はわずか 23.1%で、76.9%の人が病院で治療を受けていないと報告している。このことから医療機関における膝 OA の早期予防は困難であると言える。そのため、医療機関以外において、X 線評価法に代わる方法で、膝 OA における進行状態の評価のスクリーニングを行う必要があるといえる。

一方、膝 OA の治療においては、非外科的治療、すなわち保存療と外科的治療の大きく 2 つに分けられる。本邦で外科的治療の大部分を占める人工膝関節置換術は年間 7

万件行われているが、膝 OA の罹患患者数は有症者に限定しても、800 万人であり [12]、外科的治療の適応は多くても 1% 程度である。したがって、大部分の患者がまず保存療法を行っていることとなる(図 1.2)[13]。

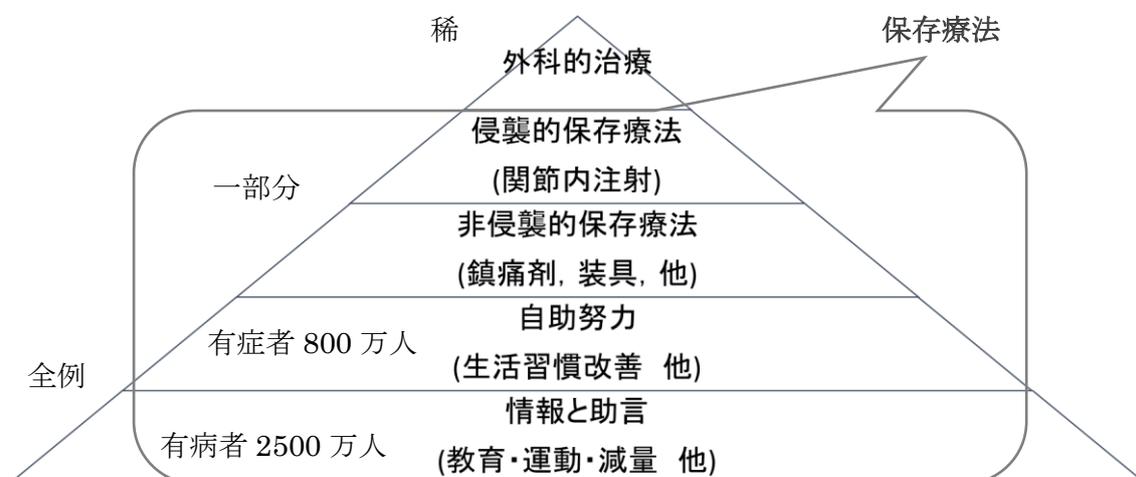


図 1.2 膝 OA の進行度に合わせた治療方針（文献[13]を引用，著者改変）

保存療法は、非薬物療法と薬物療法の 2 つからなる。2012 年、Osteoarthritis Research Society International (OARSI) が策定したエビデンスに基づくエキスパートコンセンサスガイドラインをもとに、日本整形外科学会膝 OA 診療ガイドライン策定委員会により、本邦の医療事情を加味して適正化する作業が行われた。エビデンスグレードは A から D まであり、A は治療方法を行うように強く推奨する、エビデンスグレード B は治療方法を行うように推奨する、D は治療方法を推奨しないとなっている [14]。

このうち非薬物療法である装具療法での足底装具使用による治療（足底装具療法）はエビデンスグレード B となっており、これによる治療を行うよう推奨されている治療法となっている。また、非薬物療法の一つである運動療法（体重の減量：エビデンスグレード B・有酸素運動：エビデンスグレード A）は、一般的には散歩やウォーキングなどの歩行が推奨される。非薬物療法である足底装具療法や運動療法はいずれにしても、歩行することを前提としているといえる。

Perry[15]は著書のなかで歩行に必要な機能をいくつか分類している。頭・頸部・体幹・上肢を運ばれている部分をパッセンジャーユニット、また膝関節および足関節を含む下肢を支持と前進を行う部分であるロコモーターユニットに分けた。そして骨盤はパッセンジャーユニットとロコモーターユニットの両方を担う部分とした。膝はロコモーターユニットの一部であり、さらに膝 OA の歩行を考えるにはこのロコモーターユニット全体の問題として捉える必要がある。そのため、歩行動作を考えた場合、歩行動作

は足底という非常に支持基底面の狭い範囲の動きであるため、足部の機能も併せて評価する必要がある。また、歩行においては、推進力を床面に伝えると共に日常動作の中で接地時の衝撃（床反力）にさらされる。移動において大きな推進力を生み出すには、床からの反力に抗するだけの安定性が必要となる一方、衝撃を受ける際は緩衝のための柔軟性が必要とされ、安定性（スタビリティ）と可動性（モビリティ）という相反する機能が満たされなければならない。この相反する機能を可能としている最も重要な部分に足関節の機能があり、また足関節は踵骨と距骨を含む後足部からの床反力の影響を強く受ける。さらに歩行中の後足部の動きは足関節よりもさらに上位に存在する膝を含む下肢・骨盤の歩行時における動きと密接に関連する。尚、本論文においては、足関節を距骨下関節と距腿関節を合わせた複合関節としての意味で用い、後足部とは踵骨と距骨のセグメントとして捉えている。

下腿の動きは歩行動作中に規則的に生じていることから[16][17][18][19]、後足部からの膝に与える影響を力学的観点から推測することが临床上において重要となる。特に膝 OA は、膝関節に加わる外力による小外傷の蓄積が軟骨基質障害と軟骨細胞の代謝変化を引き起こし、関節破壊に至る疾患である[20]。膝 OA の発症や進行に関わるリスクファクターは、力学的ストレスも深く関与すると言われている[21]ことから、後足部と膝関節の双方の評価が重要となる。

歩行における下肢に対する力学的影響の個人差を知る指標として、临床上骨・関節の配列（アライメント）の個人差を正確に評価することが重要となる。膝 OA は下肢のアライメントの変化が起こる代表的な運動器疾患であり、下肢アライメントにおける膝関節のアライメント不良（以下、マルアライメント）は膝 OA の進行における独立した危険因子である[22]。また、膝 OA の静止立位時の下肢アライメントの研究には、大腿脛骨角(Femorotibial Angle ; 以下, FTA)が健常者より大きいとする報告[23]や、静止立位時の下肢アライメントと歩行時の下肢アライメントに関連があるとする報告がある[24]。このことから、静止立位の下肢アライメントは膝 OA の歩行に影響を与える一つの要因となることが推測される。これらのことから、膝 OA に対する下肢アライメント評価においては膝関節と後足部の関係性が重要となるため、膝関節および後足部の静止立位アライメントの評価が重要であり、膝関節および後足部に対するメカニカルなストレスを推測し、予防や治療に役立てることが求められる。しかし、静止立位アライメントを正確に把握するには今のところ立位での X 線撮影しかなく、被ばくを伴うリスクや前述のように初期症状の膝 OA である場合は、膝の痛みがあっても、病院に行く人はわずかであることから、医療機関における膝 OA の早期予防は困難であると言える。そのため、医療機関以外の場所において、X 線に代わる膝 OA の予防と進行防止を目的としたアライメントに対するスクリーニングを行う必要があるといえる。以上のことから、X 線に代わる膝 OA の予防と進行防止を目的とした膝関節および後足部のアライメントに基づき、スクリーニングの指標の確立と、さらには保存療法においても X 線

に代わる膝 OA のアライメント評価法の確立は急務であると言える。尚、本研究において、下肢アライメントは股関節および膝関節、足関節（後足部）を含んだ下肢全体としてのアライメントであり、膝関節アライメントは大腿骨と脛骨の相対的な位置関係であり、後足部アライメントは距骨と踵骨を一つのセグメントとして捉えて、脛骨との相対的な位置関係を表す言葉として定義している。

2010 年に超高齢社会へと突入した本邦において、今後も高齢者率は高くなると予測されている。このことから、高齢人口の急速な増加の中で、自分で歩くことができる「健康寿命」の延伸に対応することが、喫緊の課題となっている。本邦での膝 OA は、社会の高齢化に伴い増加の一途にあり、自分で歩くことができる自立した生活を維持するために、膝 OA の予防が重要と言える。膝 OA は、下肢の荷重関節の変形を伴う進行性の疾患であり、進行が進むと重症化していることが多く、日ごろの生活においてその病態をより正確に把握することが重要であると言える。そのため、膝関節および後足部のアライメントの適正な評価が医療機関以外の地域においても行われる必要があるといえる。

1.2 研究の目的

膝 OA の臨床診断のゴールドスタンダードは、X 線撮影による評価であるが、被ばくによる問題がある。X 線単純撮影の医療被ばくガイドライン値[25]でのデータ解析は、患者の X 線被ばく「防護の最適化」のための目標線量を表している。その中で膝関節における目標線量は 0.4mGy であり、他の臓器や部位への目標線量と比べて低値である。しかし、発がんや遺伝的障害は確率的影響と呼ばれ、被ばく線量に比例して発症する確率が上がると仮定されており、繰り返すことにより、リスクが高まる。最近の研究[26]においては、低線量の被ばくでも白血病のリスクがわずかに上昇することが確認されていることから、X 線撮影による評価は必要最低限に留めておく必要がある。そのため、X 線撮影は優れたモダリティではあるが、前述の被ばくの問題に加え、医療機関以外での使用ができない、検査費用が高額である等の問題があるがゆえ、病院外の施設での予防対策としては使用できない。また膝 OA の発症初期段階における撮影は稀である。ゆえに初期段階時における膝 OA の治療や診断への指標としては期待できない現状がある。そのため、本研究の目的として、1) X 線撮影に代わる初期段階の膝 OA の予防と進行防止を目的とした膝関節および後足部のアライメントに対するスクリーニングの確立を目指す。2) スクリーニングの方法として、被ばくの問題のない方法で体表からの膝関節および後足部アライメント計測法を開発する。3) 行政の保健機関、地域の高齢者が集う健康教室やサロンにおいて使用可能なものを目指す。4) 使用する対象を理学療法士、医師などの運動器疾患における専門職種以外の保険医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士などを想定し、これらの職種

が評価者となった場合でも、正確な膝関節および後足部の評価が行える客観的計測法の開発することを目的とする。さらに正確な膝関節および後足部の評価が行える客観的計測法を装具療法や運動療法等の臨床においても活用できることを目的とした。尚、このX線撮影に代わる初期段階の膝OAの予防と進行防止を目的とした膝関節および後足部のアライメント評価は疼痛評価や関節可動域検査などの他の評価と併用して用いることを想定しており、アライメント評価は膝OAのスクリーニングの一部を担えると考えている。

1.3 研究の有用性

本研究の成果によりX線撮影に代わる膝関節および後足部のアライメント評価法は、膝OAに対する早期発見および疫学的経過の観察に寄与する。また、X線撮影法に代わる膝関節および後足部のアライメント評価法の開発が成されることで、疾病に対する有効な保存療法や装具療法の確立に貢献できると考える。さらに、本研究の成果として提案した膝関節および後足部アライメントの評価法を応用する事により、今後、個人差としての膝関節および後足部の構造の相違や装具や靴などによる変化などについて、ヒトの歩行を対象とした様々な研究に適用できると考える。その他にも病的変形を生じた膝関節および後足部のモデル解析、下肢の運動器障害の解明に寄与できると考える。

1.4 本論文の構成

本研究の構成は、次の通りである。

第1章では、本研究の背景・目的を述べ、研究の位置づけを行った。

第2章では、膝OAに関する病態・診断・治療・予防について。

第3章では、下肢のキネマティックスとアライメントについて説明を行った。

第4章では、本研究における膝OAに対する膝関節と後足部アライメント計測による双方の位置づけを述べた後、臨床および膝OAのスクリーニングに対する下肢アライメント計測における課題抽出を行い、それに対する解決方法の提案について述べる。

第5章では、我々の開発した体表からの膝関節アライメントを評価する手法の概要と実験の結果と考察を述べる。

第6章では、我々の開発した体表からの後足部アライメントを評価する手法の概要と実験の結果と考察を述べる。

第7章では、本論文で得られた成果を整理し、研究目的が達成されたことを示すと共に結論を述べる。また、今後の課題と展望を述べる。

参考文献

- [1] 第11回健康日本21（第二次）推進専門委員会 資料 閲覧日 2018年11月28日）
<https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi2/0000196943.html>
- [2] 厚生労働省 平成25年国民生活基礎調査の概況（閲覧日 2017年6月16日）
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/index.html>
- [3] 公益社団法人 東京都医師会：住み慣れた街でいつまでも一フレイル予防で健康長寿－. 東京都多職種連携連絡会. p.5. 2017.
- [4] Dekker J, van Dijk GM, Veenhof C: Risk factors for functional decline in osteoarthritis of the hip or knee. *Curr Opin Rheumatol*. 21. pp.520-524. 2009.
- [5] Leeuw M, Goossens ME, Linton SJ, et al: The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. *J Behav Med*. 30. pp.77-94. 2007.
- [6] Vignon E, Valat JP, Rossignol M, et al: Osteoarthritis of the knee and hip and Activity: a systematic international review and synthesis (OASIS). *Joint Bone Spine*. 73. pp.442-455. 2009.
- [7] Lamb SE, Guralnik JM, Buchner DM, et al: Factors that modify the association between knee pain and mobility limitation in older women: the Women's Health and Aging Study. *Ann Rheum Dis*. 59. pp.331-337. 2000.
- [8] Suzuki T, Yoshida H, Kim H, et al: Walking speed as a good predictor for maintenance of I-ADL among the rural community elderly in Japan: A 5-year follow-up study from TMIG. *Geriatr Gerontol Int*. 3. S6-S14. 2003.
- [9] Shinkai S, Watanabe S, Kumagai S, et al: Walking speed as a good predictor for the onset of functional dependence in a Japanese rural community population. *Age Ageing*. 29. pp.441-446. 2000.
- [10] 吉村典子：【「運動器の10年」変形性関節症の病態解明・診断・治療の新世紀】変形性関節症の疫学研究(解説/特集), 日本整形外科学会雑誌. 81. pp.17-21. 2007.

- [11] 科研製薬株式会社・生化学工業株式会社:40 歳以上の男女 1,175 名を対象とした「ひざの健康」に関する調査. 2007.
- [12] Muraki S, Oka H, Akune T, et al: Prevalence of radiographic knee osteoarthritis and its association with knee pain in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage*. 17. pp.1137-1143. 2009.
- [13] 石島旨章, 久保田光昭, 寧 亮・他: 変形性膝関節症の病態・診断・治療の最前線 *順天堂医事雑誌*. 59. pp.138-151. 2013.
- [14] 日本整形外科学会変形性膝関節症診療ガイドライン策定委員会: 変形性膝関節症の管理に関する OARSI 勧告 OARSI によるエビデンスに基づくエキスパートコンセンサスガイドライン (日本整形外科学会変形性膝関節症診療ガイドライン策定委員会による適合化終了版). 2012.
- [15] Perry J(著), 武田功(訳): ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行. 医歯薬出版. pp.9-28. 2007.
- [16] Morris JM: Biomechanics of the foot and ankle. *Clin Orthop Relat Res*. 122. pp.10-17. 1977.
- [17] Nicholas JA, Grossman RB, Hershman EB: The importance of a simplified classification of motion in sports in relation to performance. *Orthop Clin North Am*. 8. pp.499-532. 1977.
- [18] 梁裕昭, 木下光雄, 森下忍・他: 下肢アライメントと距骨下関節の動き. *日足外*. 13. pp.127-130. 1992.
- [19] 内田俊彦, 森雄二郎, 康野公則・他: 下肢アライメントにおける後足部の評価. *日足外*. 12. pp.48-50. 1991.
- [20] 斉藤知行, 腰野富久, 竹内良平・他: 膝 OA の臨床病理と滑膜病変. *整形外科*. 55. pp.1227-1232. 2004.
- [21] Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al: A framework for the in vivo

pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng.* 32. pp.447-457. 2004.

[22] Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, et al: Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Rheum.* 61. pp.459-467. 2009.

[23] 渡辺博史, 古賀良生, 大森豪・他: 変形性膝関節症の自然経過と運動療法. *MB Med Reha.* 63. pp.1-7. 2006.

[24] Hunt MA, Birmingham TB, Jenkyn TR, et al: Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. *Gait Posture.* 27. pp.635-640. 2008.

[25] 公益社団法人日本診療放射線技師会. 医療被ばくガイドライン(DRLs2015の公表を受けて) (閲覧日 2018年10月29日)

http://www.jart.jp/activity/hibaku_guideline.html

[26] Abbott A.: Researchers pin down risks of low-dose radiation. *Nature.* 523. pp.17-18. 2015.

第2章 膝 OA の病態・診断・治療・予防

2.1 病態

膝 OA は関節軟骨、半月板や靭帯といった膝関節の構成体の慢性退行性疾患である。病理学的には、荷重関節を侵す疾患で、関節軟骨の変性・摩耗による荒廃と、関節縁の骨新生がみられ、摩耗相と増殖相が混在している。膝 OA は、加齢に慢性的な機械的刺激が加わって発症する一次性（明確な原因が特定できないもの）と、外傷や半月板切除後、あるいは炎症性・代謝異常疾患に伴って生じる二次性（病気や怪我などが原因）に分類され、頻度としては一次性膝 OA が多い[1]。一次性膝 OA は 50~60 歳代で初発し、女性に多くみられる[3]。膝 OA の初期段階では、関節軟骨の変性や大腿四頭筋の萎縮、膝関節伸展筋力の低下が起き、歩き始めや立ち上がり時に膝関節内側で疼痛を生じる[2]。さらに病状が進行すると、関節軟骨の機能は完全に失われ、軟骨下骨の破壊へとつながる[3]。また、歩行時においても疼痛を伴うようになるため、歩行距離は徐々に減少する[4]。

一方で、下肢のアライメント、すなわち大腿骨と脛骨の位置的な関係や骨形状の異常について着目すると、本邦における膝 OA の下肢アライメントの特徴はいわゆる O 脚、つまり膝関節（大腿脛骨関節）の内反変形を伴う。そして病状の進行とともに、膝関節に炎症が起こり、関節が腫脹するため、関節液が貯留する。関節液が貯留すると、膝蓋跳動は陽性となり、大腿四頭筋が萎縮し、関節可動域も制限されるため[2]、内側大腿脛骨関節は内反となりやすい。また、膝関節の内反変形を伴うと、体重と筋力の合力の作用点も内方へ移動するため[4]、内側に過度なストレスが集中し、関節軟骨の変性が促進される(図 2.1)。



図 2.1 膝関節（大腿脛骨関節）の内反変形に伴う膝関節内の荷重の変化

2.2 臨床症状と診断

膝 OA の診断のためには、バイオマーカー等の診断および単純 X 線による画像診断が必要となるが、単純 X 線による画像診断が一般的である。進行度分類は Kellgren/Laurence grading system (K/L 分類) を用いるのが一般的である (図 2.2) [5]。これは、主に関節軟骨の減少程度と骨棘の形成程度により重症度分類を行う (表 2-1)。関節軟骨の診断において、MRI による評価は可能であるが、関節軟骨は X 線では直接評価ができないため、大腿骨と脛骨の軟骨下骨間距離をもって代償せざるをえない。したがって、荷重関節である膝関節の正確な評価には、立位での X 線撮影が重要である [6]。単純 X 線では関節面の不整、そして関節への力学的負荷の限局化の簡便な推定の目的で下肢全体のアライメントなども評価する。なお、X 線では K/L グレード II から膝 OA であると判断する。しかし、臨床上 K/L グレード I でも、疼痛がある場合にはすでに初期膝 OA の変化を呈している可能性があると考えられる [7]。



図 2.2 膝 OA の X 線重症度分類 (K/L 分類) [5]

表 2-1 K/L 分類による進行度の分類 [6]

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

2.3 治療

膝 OA の治療は、非外科的治療、すなわち保存療法と外科的治療の大きく 2 つに分けられる。大森[8]は、日本の一地域における 28 年間におよぶ長期縦断疫学調査により、膝 OA の進行は緩徐であり、約 30 年の経過で手術に至るのは 10%以下であったと報告した。このことは、膝 OA の治療において保存療法が主体であることを裏づけるものであった。膝 OA の保存療法は、薬物療法、運動療法、装具療法、物理療法などから構成される[9]

2.3.1 保存療法

保存療法は、非薬物療法(運動療法、膝および足底装具療法、物理療法)と薬物療法の 2 つからなる。保存療法では、この両者の併用が必要であるとしている。

1) 非薬物療法

非薬物療法としてのセルフマネジメントによる疾患への理解とそれを促す教育は有効性が確立しているものである。また、運動療法は保存療法のなかでも基本となる治療法の一つであり、膝 OA のマネジメントの体系化には土台となる治療法である[10]。膝関節面の荷重面への力学的負荷が偏る内反変形などの下肢アライメント異常がある場合には、足底装具や膝装具などによって大腿脛骨荷重面にかかる荷重ストレスを移動させる試みも行う。

2) 薬物療法

痛みや腫れなどの症状をやわらげる方法として、服薬では非ステロイド性抗炎症薬 (NSAID) が使われたり、注射で関節内にヒアルロン酸やステロイドを直接注入することもある。関節内へのステロイド注射については、副作用もあり、慎重に使用する必要がある。また、効果は限定的と考えられている[11]。

2.3.2 外科的治療

保存療法の効果が期待できない場合や、痛みなどにより ADL が著しく低下した場合、外科的治療の対象となる。主に関節鏡視下の半月手術等、高位脛骨骨切り術、人工膝関節置換術があり、手術法は年齢と病気の進行度により決定される。人工膝関節置換術は現時点で膝 OA に対する外科的治療の主体になっている方法で、関節表面の骨を削り、人工関節インプラントを骨上に固定する手術である。しかし、人工関節インプラントの耐久性には限界があり、一般的に人工関節インプラントの耐用年数は 15 年から 20 年

であることから、人工関節が生涯機能し続ける保証はないということに留意しておくことが重要である。

2.4 膝 OA の発生原因

膝 OA の発生原因には、遺伝的素因に加えて肥満や膝関節の内反変形などの複合的原因で起こる一次性に由来のものが多く、その中でも膝 OA の発症・進行には異常なメカニカルストレス が関与するとされている[12]。膝関節内反変形に伴う内側型膝 OA の発症・進行が進むと膝内側に関与するメカニカルストレスに変化が生じ、膝関節内に過度に圧縮ストレスが発生し、荷重時における膝関節痛が生じると言われている[13]。

2.5 膝 OA の予防

日本整形外科学会膝 OA 診療ガイドライン[11]では、体重のコントロールを行い、できるだけ膝関節への負担がかからないように肥満を予防し、減量に努めることを勧めている。症候性の膝 OA 患者においては、疼痛緩和および身体機能を改善するための適切な運動療法について、理学療法士による評価と指示・助言を受けることが有益であるとしており、運動療法、特に筋力増強は膝 OA 進行の予防と改善に非常に効果があるとしている[11]。さらに、膝関節の力学的環境を変化させることを目的とした足底装具や靴を選ぶことも重要になる[11][14]。運動療法および足底装具を用いた装具療法においては、筋骨格系に影響を与えるため、これらを行う前にはスクリーニングとして、アラメント評価を行う必要がある。

その他、膝 OA の場合、膝の疼痛により日常生活における歩行や運動困難に陥り、2次的に膝 OA を進行させてしまうリスクがある。このような場合、疼痛軽減目的とした膝装具（膝サポーター）などの使用が有効なことがある。軽度～中等度の膝関節の内反変形がみられる膝 OA 患者において、膝関節装具は、疼痛を緩和し、安定性を改善し、転倒のリスクを低下させるとしている[11]。

参考文献

- [1] 福田明, 中村耕三: 膝 OA の疫学 - 臨床疫学研究の文献的考察 - . 別冊整形外科. 42, pp.2-6. 2002.
- [2] 立花陽明: 変形膝関節症の診断と治療. 理学療法科学. 20. pp.235-240. 2005.
- [3] 原田美昭: 膝 OA の自然経過. 関節外科. 2. pp.335-339. 1983.
- [4] 黒澤尚: 膝 OA に対するホームエクササイズによる保存療法. 日整会誌. 79. pp.793-805. 2005.
- [5] Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteoarthritis. Ann Rheum Dis.16. pp.494-502. 1957.
- [6] 石島旨章, 池田浩, 川崎隆之・他: 膝 OA に対するホームエクササイズプログラムの実際・効果・限界そして問題点. 臨床スポーツ医学. 28. pp.607-615. 2011.
- [7] Ishijima M, Watari T, Naito K, et al: Relationships between biomarkers of cartilage, bone, synovial metabolism and knee pain provide insights into the origins of pain in early knee osteoarthritis. Arthritis Res Ther. 13R22. 2011.
- [8] 大森豪: 膝 OA の保存治療-新知見. 日本医事新報. 4405. p.85. 2008.
- [9] 林泰史: 膝 OA 手術療法・保存療法共に発展を. 日本医師会雑誌. 135. pp.632-636. 2006.
- [10] 石島旨章, 池田浩, 黒澤尚・他: 膝 OA に対する運動療法-臨床現場における実際と考え方. Monthly Book Orthopaedics. 25. pp.42-51. 2012.
- [11] 日本整形外科学会膝 OA 診療ガイドライン策定委員会: 膝 OA の管理に関する OARSI 勧告 OARSI によるエビデンスに基づくエキスパートコンセンサスガイドライン(日本整形外科学会膝 OA 診療ガイドライン策定委員会による適合化終了版). 2012.
- [12] Knecht S, Vanwanseele B, Stussi E: A review on the mechanical quality of ar-

ticular cartilage implications for the diagnosis of osteoarthritis. Clin Biomech. 21. pp.999-1012. 2006.

[13] Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al: A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. Ann Biomed Eng. 32. pp.447-457. 2004.

[14] 戸田佳孝：各種外側楔状足底板が臨床症状ならびに下肢アライメントに与える影響について. 別冊整形外科. 42. pp.127-131. 2002.

第3章 下肢のキネマティクスとアライメント

3.1 本研究における足部・足関節の基本的な動きの定義

3.1.1 基本肢位 (neutral zero starting position)

本論文における基本肢位 (neutral zero starting position) は、水平面 (horizontal plane), 矢状面 (sagittal plane), 前額面 (frontal plane) の3つの運動基本面を設定し、その基本面上における運動として表記することとした(図 3.1) [1].

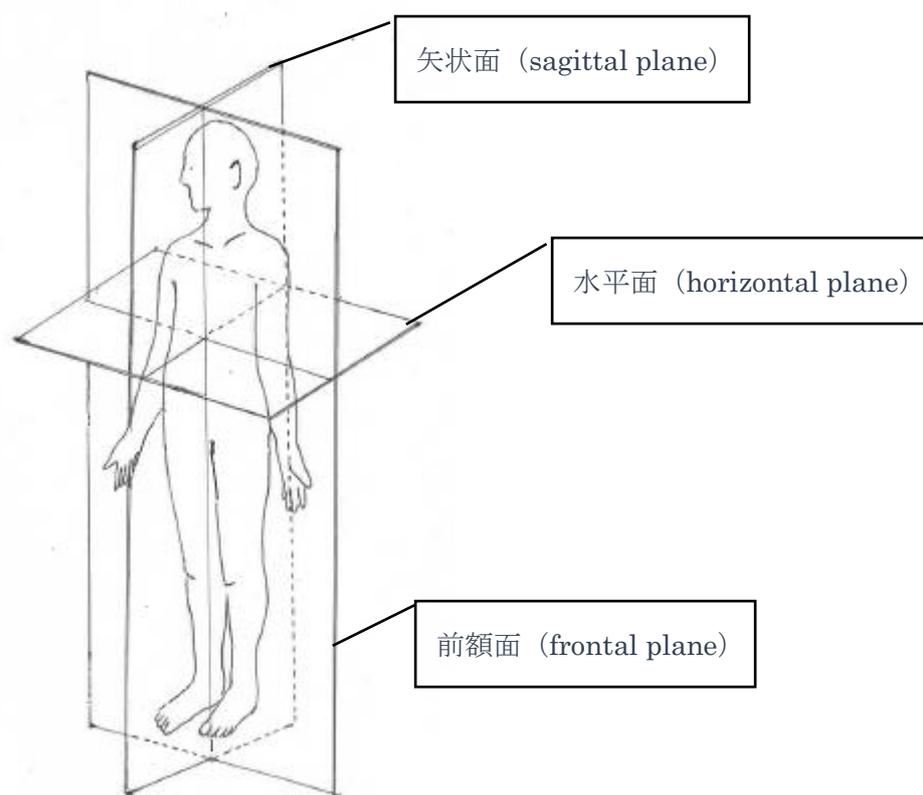


図 3.1 基本肢位 (文献[1]を引用, 著者改変)

足部における基本肢位は基本肢位に少し改良を加え、両側の足部長軸を平行にした直立位での肢位を基本肢位として、足部の基本肢位における基本面は、水平面は静止立位時の足底面、矢状面は静止立位時に水平面に垂直でかつ第2中足骨長軸を通る面、前頭面は水平面と矢状面に対する垂直面と定義した (図 3.2) [2].

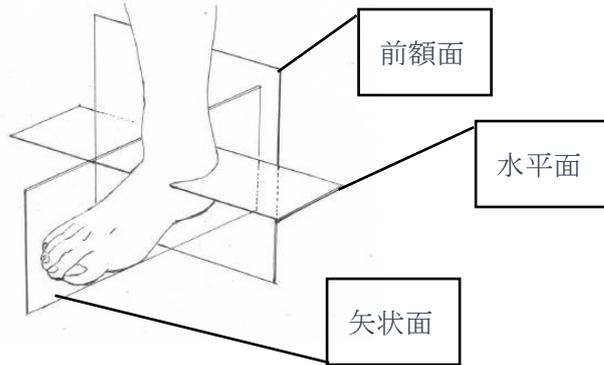


図 3.2 足部における基本肢位 (文献[2]を引用, 著者改変)

3.1.2 足関節・足部の動き

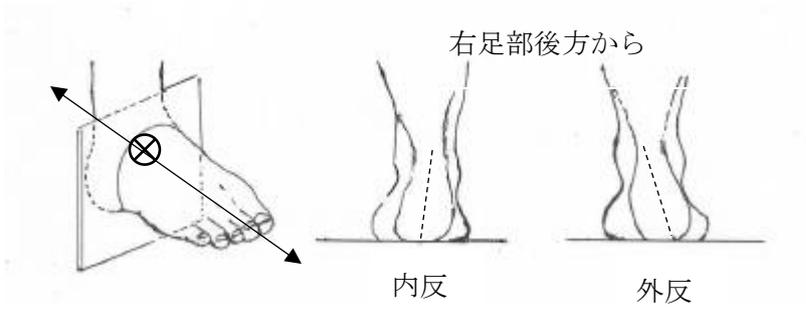
足関節及び足部の運動は多関節の複合運動からなるため, その運動方向を表す用語は多くあり, しかも国際的にも統一されていないのが現状である. 本論では, American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) [3]と International Society of Biomechanics (ISB) [4]により提唱されている足関節・足部の運動で統一することとした.

足関節・足部の基本的な動きの定義は, 足関節運動として, 矢状面上での“背屈/底屈”(図 3.3), 前額面上での“内反/外反”(図 3.4), 水平面での“内転/外転”(図 3.5)とされている[3][4]. しかし, これらの運動には, 主に距腿関節, 距骨下関節, その他横足根関節, 足根中足関節が運動に関与するため, 関節を分けるのは困難とされている. よって, これらを足関節複合体として捉える必要がある.

三平面の動きの定義は, 足関節複合体の運動として, “回内(図 3.6) / 回外(図 3.7)”がある. これらは三平面の複合運動として, 回内(外反, 外転, 背屈)と回外(内反, 内転, 底屈)であるとしている. また回内により足部の内側縦アーチは低下し, 回外により, 内側縦アーチは挙上する(図 3.6・図 3.7)(表 3-1) [3][4].



図 3.3 矢状面での運動 (背屈/底屈) (文献[1]を引用, 著者改変)



3.4 前額面での運動（内反・外反）（文献[1]を引用，著者改変）

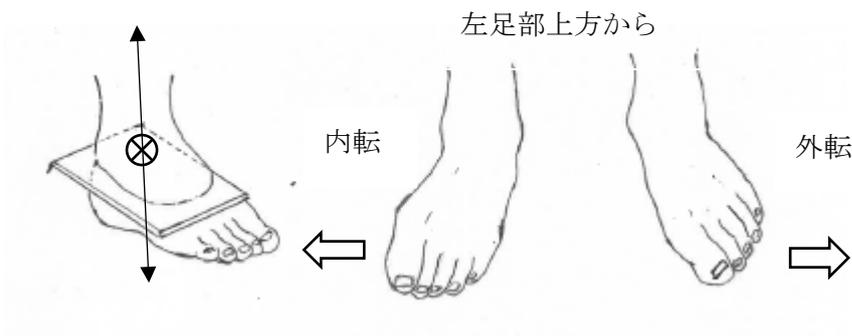


図 3.5 水平面での運動（内転・外転）（文献[1]を引用，著者改変）

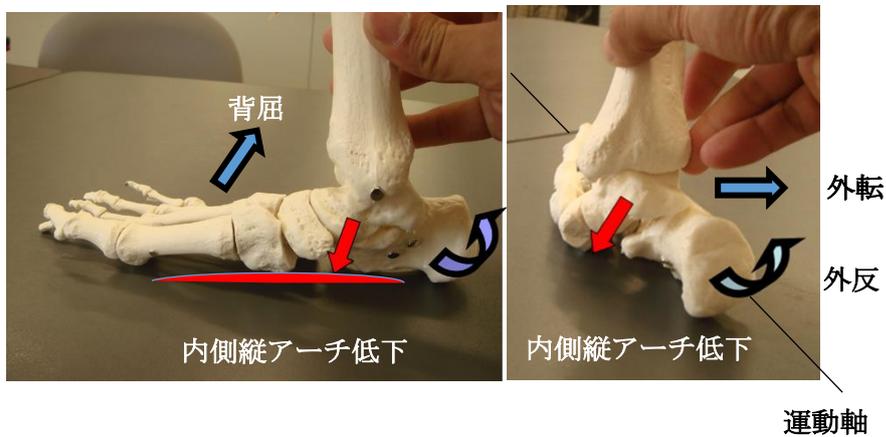


図 3.6 3平面での運動：回内（外反，外転，背屈の複合運動）と内側縦アーチの低下

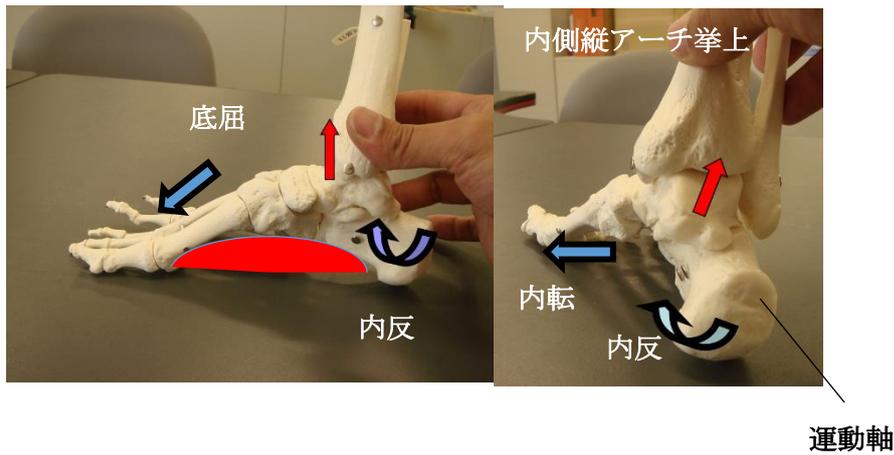


図 3.7 3 平面での運動：回外（内反，内転，底屈の複合運動）と内側縦アーチ挙上

表 3-1 American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) の標準化された足関節の運動に関する用語

足関節の運動(動き)	
矢状面	背屈/底屈
前額面	内反/外反
水平面	内転/外転
3 平面の動き	<p>回外/回内</p> <ul style="list-style-type: none"> 回外が内反，内転，底屈の複合運動 (足部内側アーチ挙上) 回内が外反，外転，背屈の複合運動 (足部内側アーチ低下)

3.2 後足部・足関節の機能解剖

足部は総数 28 個の骨群と 55 の関節からによって成り，その配置構成から後足部(Hind Foot)，中足部(MidFoot)，前足部(Fore Foot)に分割することができる (図 3.8).

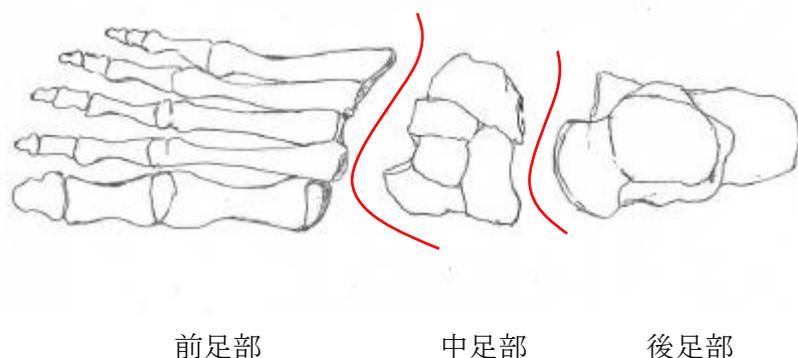


図 3.8 解剖学的に 3 つに構成される足部 (前足部・中足部・後足部)

後足部は足の骨の中で最も大きな踵骨(Calcaneus)，踵骨の一上に搭載される距骨(Talus)により構成される一つのセグメントとして表される．距骨は下腿部と足部との連結部分であり，体重負荷を受け止め，踵骨と中足部の骨群へと伝達する力学的役目を担っている (図 3.9).

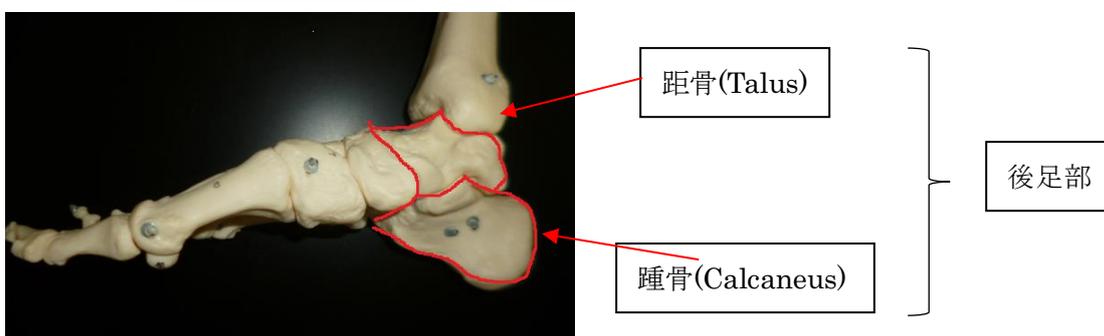


図 3.9 後足部 (踵骨・距骨)

通常，足関節と称される関節部分は機能解剖学分野では距腿関節 (Taroclural Joint) と距骨下関節 (Sabtalar Joint) の複合関節として考えられる (図 3.10). 本論文においてはこれを区別する場合は足関節という表現は用いず 距腿関節(以下 TCJ)，距骨下関節(以下 STJ)と表記する．これらの 2 関節は近接しており，運動軸は交差する．そのため，2 関節

の運動はユニバーサルジョイントに近似した運動となり，足首の自在な動きを実現する機構となる[5].



図 3.10 足関節(距腿関節と距骨下関節)

3.2.1 距腿関節 (TCJ) の構造—機能解剖

TCJ は距骨(距骨滑車)と脛骨，腓骨(天蓋)により構成される。骨性構造は脛骨と腓骨からなる果間関節窩に距骨滑車がはまり込んでいるような形になっており，距骨滑車の左右を外果・内果で挟み込む構造をとっているため，背屈時には骨性安定性が高い関節である[6]。TCJ は蝶番関節に分類され，ほぼ純粋な背屈と底屈の運動が生じる。可動域は背屈が 10° から 20° ，底屈は 20° から 50° である[7][8]。距骨滑車と果間関節窩は前方が幅広く，後方は小さい台形を呈している。この前後幅の違いは，足関節底屈時における TCJ の遊びを，また背屈時における TCJ 節の安定性をもたらす。ゆえに底屈時は骨性の制動性に乏しく，軟部組織がその代償をしていると考えられる。足関節の靭帯は外側靭帯と内側靭帯とに大きく分けられる。外側靭帯は前方より前距腓靭帯，踵腓靭帯，後距腓靭帯，内側靭帯は三角靭帯より構成されている (図 3.11)。

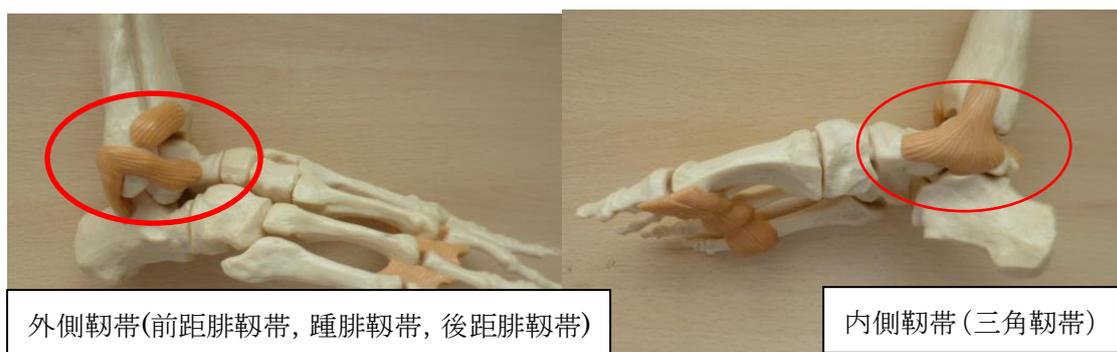


図 3.11 足関節の靭帯 (外側／内側)

TCJ 運動軸においては、関節が中立位にある時、運動軸は外果と内果下部を結んだ線になることが証明されている(図 3.12) [9]. 外果は内果よりも後下方に位置しているため、運動軸は前額断面から平均 $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ 後方へ傾き、さらに横断面から平均 8° 下方に傾いている(図 3.13). 従って、足関節の背屈は矢状断面よりも外転位となり、逆に底屈では内転の運動が起こることは、臨床的に重要である [6].

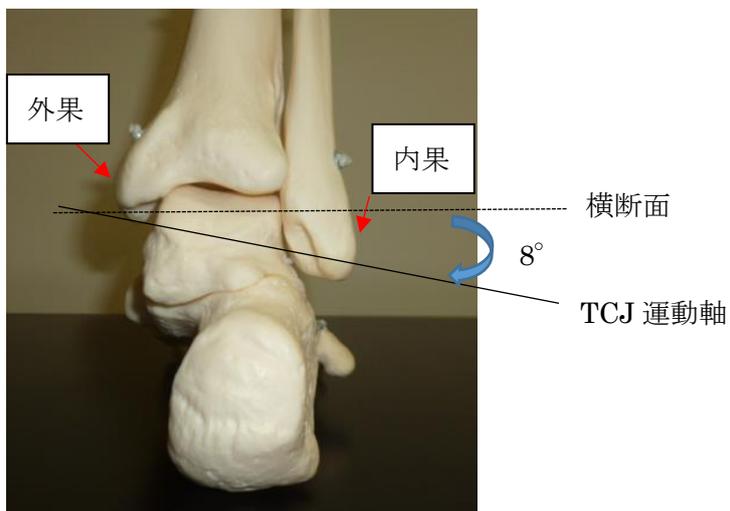


図 3.12 前額面から見た TCJ 運動軸の傾き

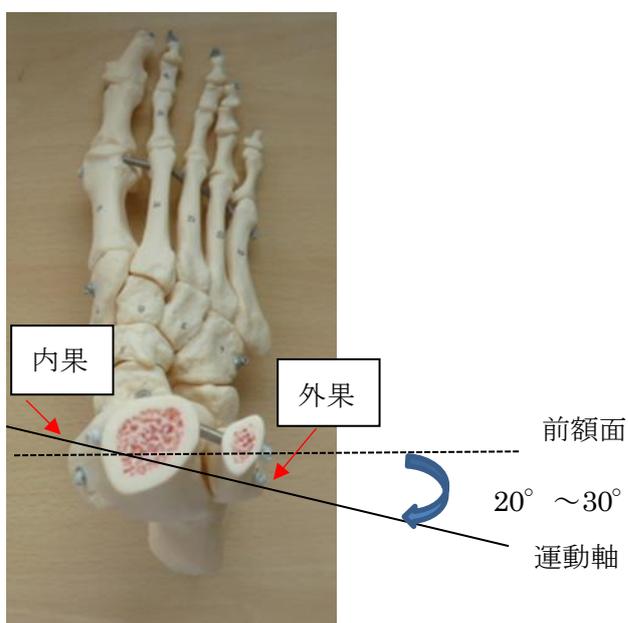


図 3.13 横断面から見た TCJ 運動軸の傾き

3.3.2 距骨下関節 (STJ) の構造—機能解剖

距骨と踵骨との間に位置する関節を STJ と呼び、通常は 3 つの関節面 (前・中・後距踵関節) よりなる。STJ の 3 つの関節面は小さいため、可動性は少ない。後方関節の後距踵関節は大きく距骨の下面は凹、踵骨の上面は逆に凸を呈している。前方関節の前・中距踵関節は踵骨の 2 つの凹面と距骨の凸面で形成される。これら 3 関節が、距骨を骨性にも安定させている (図 3.14)。中関節面を含む部位は載距突起と呼ばれる [10]。

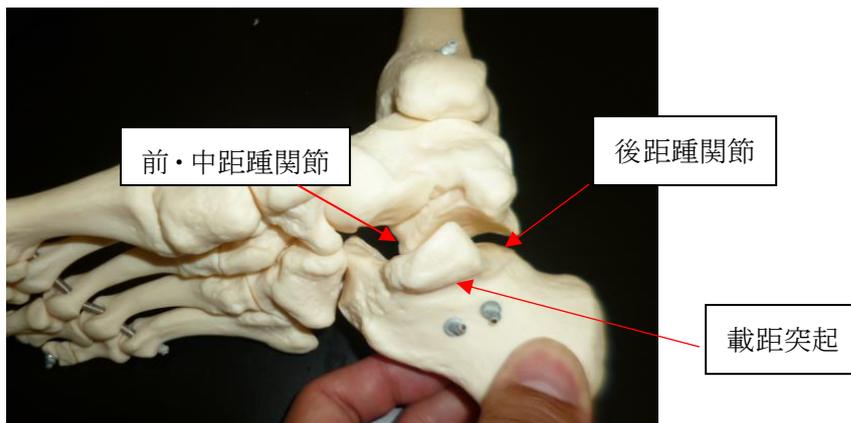


図 3.14 STJ の 3 つの関節面

STJ は、床反力を最初に影響を受ける関節であるため、骨格全体への影響が最も大きい関節であると言える。STJ の荷重下での運動は、踵骨は比較的床面に固定され、距骨は果間関節窩でロックされているため、踵骨が内反と外反する動きと、それに伴い、距骨が内転・外転と底屈・背屈する動きが生じる (図 3.15)。

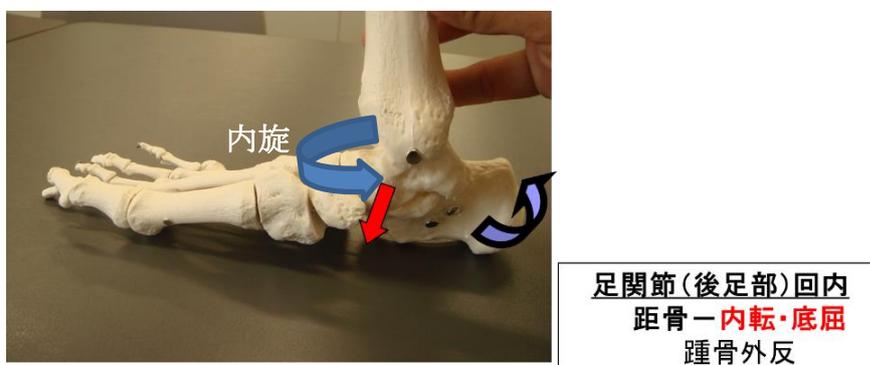


図 3.15 踵骨の動きに伴う距骨の動き (後足部の回内例) と脛骨の動き

また、この運動は、後足部の回内が下腿の内旋、回外が下腿の外旋を表す動きともいえ（図 3.15）、TCJ と STJ が常に連動して動く二重関節機構を呈している。STJ は、機能的に足部と下腿の連結部であり、この動きを理解することは下肢の運動全体を理解する上でも重要な要素である。運動軸は、距骨頸の上内側から足根洞を通り踵骨隆起外側突起に抜け、横断面から 42° 前上方に、矢状面から 23° 内方に傾いている[11]この軸は三平面と交わるため、回内と回外の運動が生じる(図 3.16).

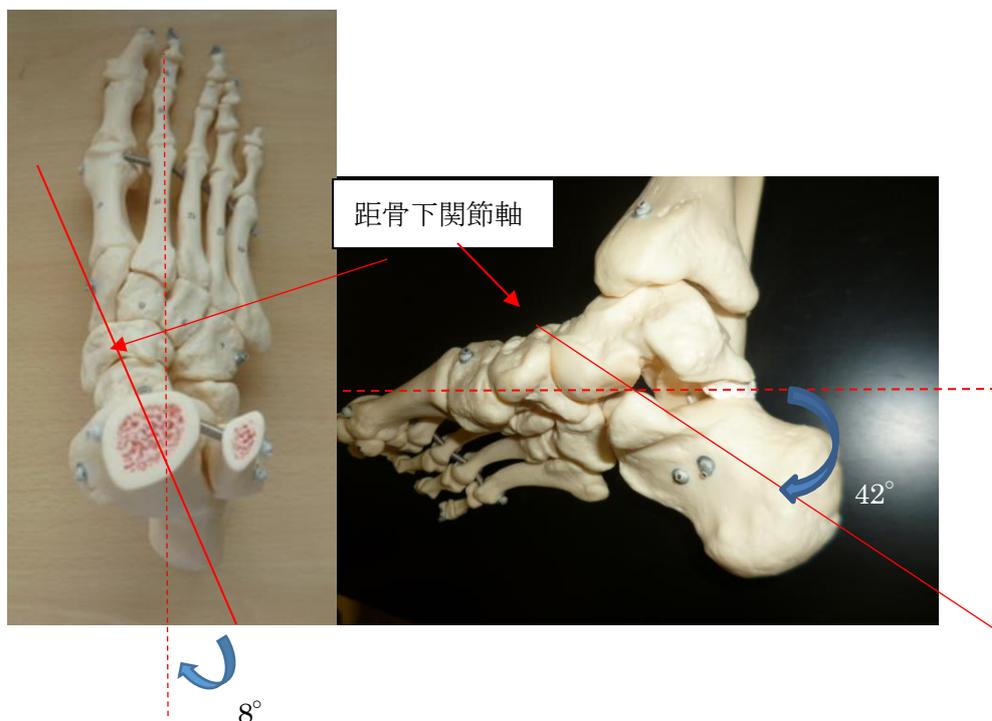


図 3.16 距骨下関節の運動軸

3.3 膝関節の機能解剖

膝関節は脛骨大腿関節および膝蓋大腿関節からなり、脛骨と大腿骨との関節である脛骨大腿関節は蝶番関節に分類され、体重を支持および、屈曲と伸展運動に関わる。膝には関節面の接触面積を広げ、関節の適合性を高める繊維軟骨である内側及び外側半月板がある(図 3.17).

膝蓋大腿関節は内側コンパートメント、外側コンパートメントに分類され、膝 OA の罹患部分により内側型、外側型に分類される(図 3.17)[12]. 歩行および立位における内側コンパートメントの荷重量は外側コンパートメントより大きいとされ、何らかの原因によって、内側コンパートメントに荷重が集中すると膝関節面の適合性が低下することとあいまって応力が高まる[13].

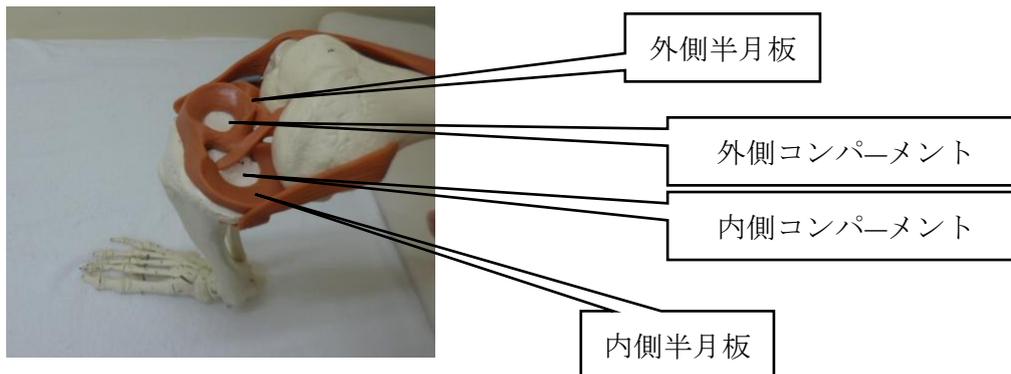


図 3.17 膝関節の内外側コンパートメントと内外側半月板

3.4 後足部の解剖学的アライメント

ヒトが正常に歩行する上で、立位時における後足部の正常なアライメントの基準を①下肢は地面に垂直にならねばならない($\pm 2^\circ$)。②距骨下関節が中立位に維持され、踵骨垂直二等分線は脛骨垂直二等分線と平行になる($\pm 2^\circ$)としている(図 3.18)[1]。

後足部外反変形は距骨下関節の形状により、正常から著しく前額面上で踵骨が外反することを意味する(図 3.19)。踵骨の過剰な外反は足部内側アーチの低下と関連しており、外反扁平足などの足部疾患などは踵骨外反を伴う。それに対して後足部内反変形は距骨下関節の形状により踵骨が著しく前額面上で踵骨が内反することを意味する(図 3.19)。また後足部内反変形においては、この変形は脛骨が内弯した位置になる骨性形態異常が伴うことがある(図 3.20)。そのため、後足部内反変形は脛骨の内弯と距骨下関節内反との両者が原因となることもある。この脛骨の内弯と距骨下関節内反は妊娠第 3 半期での胎児の肢位によるもの、早期歩行と発達によるものなどの説がある[1]。

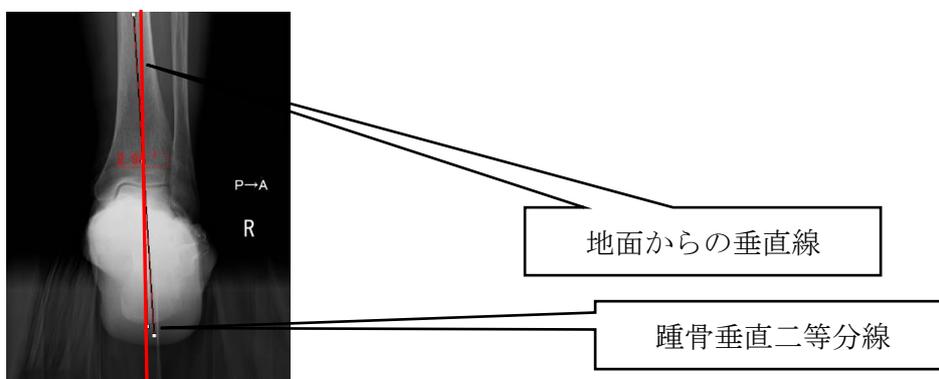
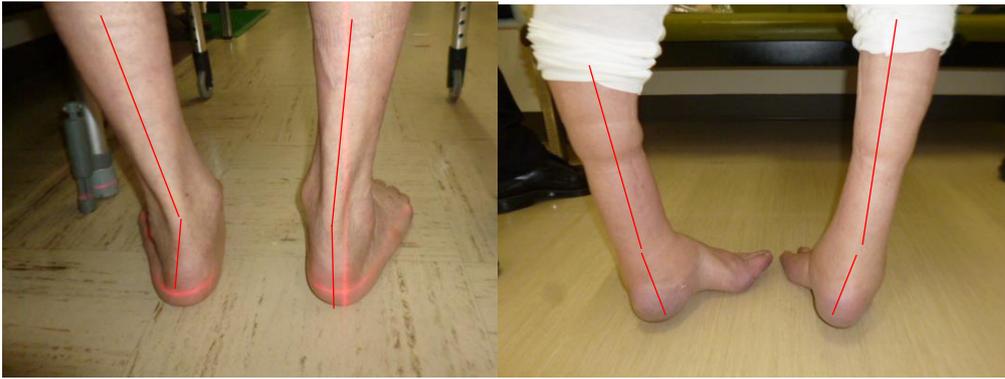


図 3.18 後足部中間位肢：距骨下関節が中立位に維持され、踵骨垂直二等分線は脛骨垂直二等分線と平行になる($\pm 2^\circ$)



3-19-1 後足部外反変形

3-19-2 後足部内反変形

図 3.19 正常から逸脱した後足部変形

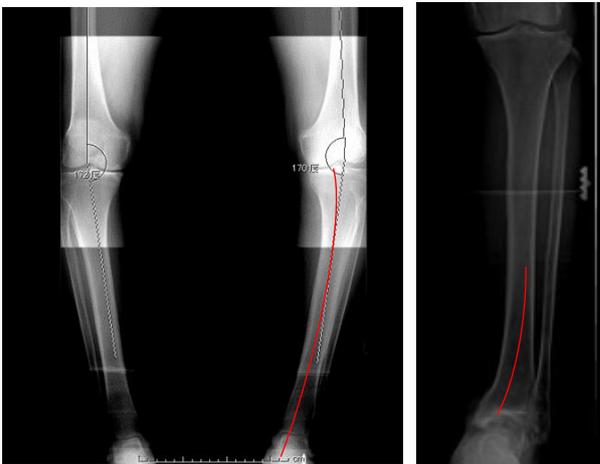


図 3.20 脛骨内弯変形

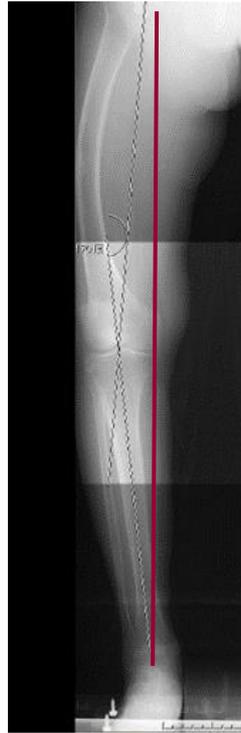
3.5 膝関節の解剖学的アライメント

大腿骨骨頭中心と距骨滑車中点を結んだ線が Mikulicz 線で、下肢の荷重軸である。荷重軸が膝中心の 2.5cm 以上内側（内反膝，一般的には O 脚）または外側（外反膝，一般的には X 脚）を通るのは病的といわれている[14].

下肢アライメントが正常の場合，股関節と足関節を結んだ Mikulicz 線は膝関節の中央を通り，膝関節にほぼ均等な接触圧が生じるが(図 3.21)，内反膝の場合，Mikulicz 線は膝関節中央より内側を通るのが特徴となる(図 3.21)。そのため，歩行では正常膝関節と比較して膝関節の荷重軸が内側に移行し，関節面の接触バランスが崩れ，関節軟骨が摩耗化するという悪循環に陥る[15].



3-2- 荷重軸 正常



3-2-1 荷重軸 内側偏移

図 3.21 Mikulicz 線

一般的に、膝関節の内反変形(内反膝)の程度を客観的に示す指標として、**FTA** が用いられる。**FTA** は、下肢の単純 X 線像の大腿骨軸と脛骨軸のなす膝関節の外側角(外側角)で表され(図 3.22)、膝関節のアライメントを評価する代表的なパラメータである。健常成人は男子で $175 \sim 178^\circ$ 、女子で $172 \sim 176^\circ$ の範囲であり、膝 OA では大きくなる [16]。膝 OA の多くの内反膝は **FTA** の増大を伴うため、荷重軸は内方に偏位し、体重と筋力の合力の作用点も内方へ移動する。この場合も Mikulicz 線の時と同様に内反膝により荷重軸が内方に偏位すると、膝関節を内反させようとする力や荷重時に膝関節が外側へ移動する力が増加する [15]。こため、関節面の接触のバランスが崩れ、関節軟骨が摩耗化する悪循環に陥る。また、膝関節内側コンパートメントの荷重量増加には、膝 OA 患者に観察される内反膝の関与が報告されている [15]。このことから膝関節アライメントの計測は内側コンパートメントの荷重量負荷を知る一つの指標といえる。

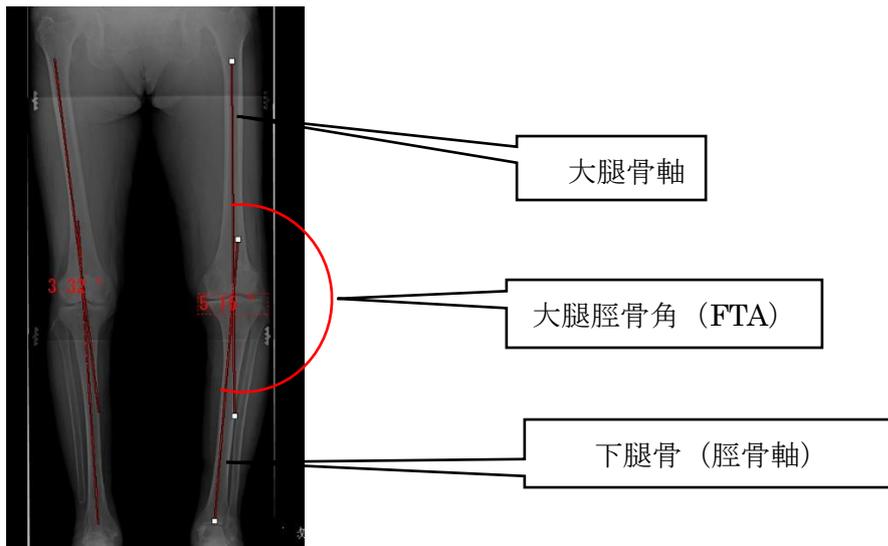


図 3.22 左膝 OA 患者の FTA (185.15°) の例

膝 OA では、大腿骨内弯変形が強くても FTA 計測においては、アライメントが良好と判断される場合が少なからず存在する。そのため、膝 OA に対する人工膝関節置換術などは大腿骨の弯曲に左右されない Mikulicz 線を計測することが主流である(図 3.21) [17]。また、膝 OA の進行においては、FTA より、Mikulicz 線が強く相関しているとの報告もある[18]。

3.6 膝 OA と膝関節の関係

3.6.1 膝内側コンパートメントと下肢アライメント

膝関節内側コンパートメントの荷重量は外側コンパートメントより大きい、何らかの原因によって、さらに膝関節内側コンパートメントに荷重が集中すると、関節面の適合性が低下することとあいまって応力が高まる[18]。このことは、軟骨破壊の進行を加速させる。ひとたび軟骨変性が生じると関節軟骨は自然治癒しにくい、力学的ストレスが集中すると、膝 OA は悪化の一途をたどると考えられる[19]ことは、前述した通りである。

内側型膝 OA においては、膝関節内側コンパートメントの荷重量の増加が推測されるが、膝関節内側コンパートメントの荷重量を非侵襲的に測定することは技術的に不可能である。そこで、客観的かつ非侵襲的に、膝関節内側コンパートメントの荷重量を反映する指標が必要となる。歩行時の下肢関節の運動力学的指標のなかで、膝関節内反モーメントは、歩行時の膝関節内側コンパートメントへの荷重量と関係があると考えられている[20][21][22]。具体的には、荷重位で膝関節を外反させる力のモーメントが生じる

と膝関節外側コンパートメントへの荷重量が増加し、膝関節を内反させる力のモーメントが生じると膝関節内側コンパートメントへの荷重量が増加すると推測される[20][21][22].

特に圧縮ストレスを反映する指標としては、外力としての膝関節内反モーメント (Knee adduction moment ; 以下, KAM) が用いられており[23], それは力である床反力の大きさと、モーメントアームである膝関節中心点から床反力作用線に降ろした垂線の長さが主に影響する(図 3.25) [24]. KAM の増大は、膝 OA の進行や膝関節痛を出現させる危険因子, 日常生活活動の障害と関係があるとされている[25][26].

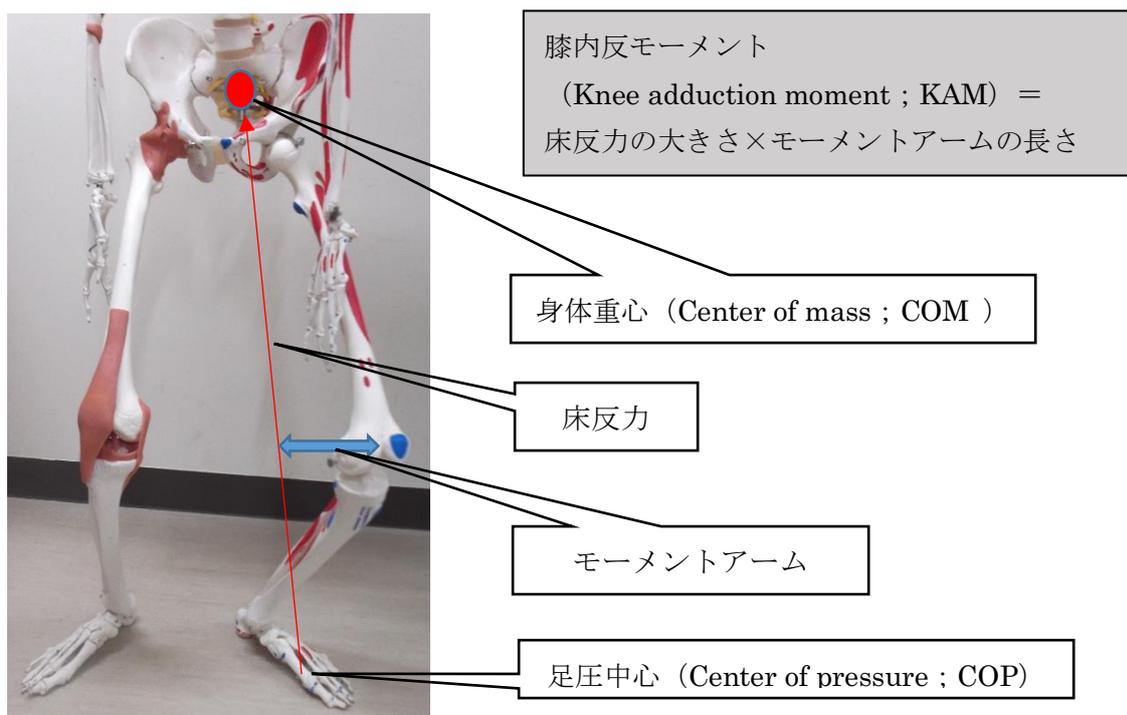


図 3.25 KAM における床反力とモーメントアームの関係[24]

3.6.2 膝 OA と膝関節マルアライメントとの関係

内反膝の変形などアライメント不良の意味を指す言葉としてマルアライメントがある。膝関節マルアライメントの指標としては、FTA を用いることが多い。膝 OA と FTA においては、膝関節マルアライメントは膝 OA の進行における危険因子であり[27], 膝 OA の進行度と FTA は強い相関関係があることから[28], 膝 OA のマルアライメントの程度を知ることは、膝 OA の進行の程度を知る指標として有用と言える。その他のマルアライメントと膝 OA の研究においても Hunter らは、膝関節マルアライメントが膝 OA の進行を変化させ、それ自身が関節内での構造学的変化によって影響される可能性

があるとしている[29]. Felson らの研究では, 骨棘と内反膝変形に対する膝関節マルアライメントと強く関連していたと報告している[30]. これらのことから, 膝関節マルアライメントの評価は膝 OA の進行の程度を知るうえで重要な情報となる.

3.6.3 膝 OA に対する臨床症状と下肢アライメント

Kim ら[31]は, KAM と WOMAC の疼痛スコアとの間に相関関係が認められ, KAM は主観的症候を反映する生体力学的指標として有用であると報告した. Amin ら[32]は, 歩行時の KAM が大きい者は, 3 から 4 年後に膝関節痛を発症する確率が高いと報告した. これらのことより, 歩行時の KAM と疼痛は何らかの関係があると思われる. 膝 OA における 12 年におよぶ縦断的研究において, X 線写真画像にて膝 OA 変化が認められない疼痛がある者の 86%は, 12 年後の追跡時に X 線写真画像にて膝 OA 変化が認められたとの報告がある[33]. このことは, 疼痛は膝 OA の初期症状として進行を予測するうえで重要な症状であることを示唆している. Hunt ら[27]の研究によれば, 静止立位時の下肢アライメントと歩行時の動的アライメントに関連性があること, また OA 膝での膝関節アライメントの内反変化量と疼痛の間には関連性が認められている[34]ことから, 地域における膝 OA 予防対策として, 膝関節マルアライメントによる膝内反量の計測と疼痛評価を合わせて行うことが, 長期間を経て進行する膝 OA の定量的評価となり得ると考える.

参考文献

- [1] Thomas C. Michaud 著, 加倉井周一訳: 臨床足装具学 生体工学的アプローチ. 医歯薬出版. pp.2-5. pp.51-53. 2005.
- [2] Myerson MS: Foot and Ankle Disorders.W.B. Saunders.Philadelphia. pp.25-29. 1999.
- [3] Saltzman C, Alexander I, Kitaoka H, et al: Orthopaedic foot and ankle society ad hoc committee report 1996. Foot Ankle Int. 18. pp.310-311. 1997.
- [4] Wu G, Siegler S, Allard P, et al: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part 1: ankle, hip, and spine. J Biomech. 35. pp.543-548. 2002.
- [5] Wright DG, Desai SM, Henderson, et al: Action of the Subtalar and Ankle Joint Complex During the Stance Phase of Walking. J Bone Joint Surg. 46. pp.361-382. 1964.
- [6] 福本貴彦: 足関節のバイオメカニクス. Jpn J Rehabil Med. 53. pp.779-784. 2016.
- [7] Yamaguchi S, Sasho T, Kato H, et al: Ankle and subtalar kinematics during dorsiflexion-plantarflexion activities. 30. pp.361-366. 2009.
- [8] Goto A, Moritomo H, Itohara T, et al: Three-dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion-eversion. 30. pp.432-438. 2009
- [9] Lundberg A, Svensson OK, Németh G, et al: The axis of rotation of the ankle joint. J Bone Joint Surg. 71. pp.94-99. 1989.
- [10] Bruckner J: Variations in the Human Subtalar Joint. J Orthop Sports Physic Ther. 8. pp.489-494. 1987.
- [11] Isman RE, Inman VT: Anthropometric studies of the human foot and ankle. Bull Prosthet Res. 10. pp.97-129. 1969.

- [12] 斉藤知行, 腰野富久, 竹内良平・他 : 変形性膝関節症の臨床病理と滑膜病変. 整形外科. 55. pp.1227-1232. 2004.
- [13] Schipplein OD, Andriacchi TP: Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 9. pp.113-119. 1991.
- [14] 佐々木鉄人, 高橋武, 八木知徳 : Blount 病の外科的治療. Orthopedics. 3. pp.91-98. 1988.
- [15] 渡辺博史, 古賀良生, 渡辺博史・他 : 変形性膝関節症の自然経過と運動療法. Monthly Book Medical Rehabilitation. 63. pp.1-7. 2006.
- [16] 大森豪, 古賀良生 : 変形性膝関節症の病気期評価. MB Orthop. 12. pp.152-157. 1999.
- [17] 松下任彦, 橋本伸朗, 福元哲也・他 : Mikulicz line と FTA の関係 - OA の要因 - 整形外科と災害外科. 66. pp.262-266. 2017.
- [18] Schipplein OD, Andriacchi TP: Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 9. pp.113-119. 1991.
- [19] Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF: Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. J Bone Joint Surg (Am). 91. pp.95-101. 2009.
- [20] Jackson BD, Wluka AE, Teichtahl AJ, et al: Reviewing knee osteoarthritis a biomechanical perspective. J Sci Med Sport. 7. pp.347-357. 2004.
- [21] Maly MR: Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. Curr Opin Rheumatol. 20. pp.547-552. 2008.
- [22] Teichtahl A, Wluka A, Cicuttini FM: Abnormal biomechanics: a precursor or result of knee 50 osteoarthritis. Br J Sports Med. 37. pp.289-290. 2003.
- [23] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, et al: Increased Knee joint loads during

walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 10. pp.573-579. 2002.

[24] Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, et al: Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 39. pp.2213-2220. 2006.

[25] Hurwitz DE, Ryals AB, Casw JP, et al: The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*. 20. pp.101-107. 2002.

[26] Kim WY, Richards J, Jones RK, et al: A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee*. 11. pp.225-231. 2004.

[27] Hunt MA, Birmingham TB, Jenkyn TR, et al: Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. *Gait Posture*. 27. pp.635-640. 2008.

[28] 石川 勝 : CT による膝回旋・脛骨捻転角測定 特に正常者における各種脛骨近位端横軸設定による比較検討と変形性膝関節症例との比較. *昭和医学会雑誌*. 60. pp.61-68. 2000.

[29] Hunter DJ, Sharma L, Skaife T: Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 91. pp.85-89. 2009.

[30] Felson DT, Gale DR, Elon Gale M, et al: Osteophytes and progression of knee Osteoarthritis. *Rheumatology*. 44. pp.100-104. 2005.

[31] Kim WY, Richards J, Jones RK, et al: A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee*. 3. pp.225-231. 2004.

[32] Amin S, Luepongsak N, McGibbon CA, et al: Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum*. 51. pp.371-376. 2004.

[33] Thorstensson CA, Andersson ML, Jonsson H, et al: Natural course of knee osteoarthritis in middle-aged subjects with knee pain: 12-year follow-up using clinical and radiographic criteria. *Ann Rheum Dis.* 68. pp.1890-1893. 2009.

[34] 五味徳之, 田村知雄, 辻伸太郎・他: 荷重による下肢アライメントへの影響. 中部日本整形外科災害外科学会雑誌. 43. pp.1195-1196. 2000.

第4章 膝 OA に対する膝関節と後足部アライメント計測法の本研究における位置づけ

4.1 膝 OA と後足部の関係

4.1.1 運動連鎖とは

二足直立歩行を営む人間は下半身と上半身、それに伴う身体重心位置の変化及び床反力によって多くを制御するため、足からの運動連鎖や障害発生のメカニズムを力学的観点から捉えることは重要である。特に歩行中の後足部の動きは足関節よりもさらに上位に存在する下肢・骨盤の歩行時における回旋運動と密接に関連する。下腿の回旋は歩行動作中に規則的に生じている。過去の研究では、歩行中における下腿部と後足部は運動連鎖関係があることが多く報告されている。運動連鎖の明確な定義は統一されていないが、「運動で生じた影響は隣接する関節に波及する」という考えが一般的である。これまで多くの先行研究が運動中に生じるセグメント間の運動連鎖を検証している[1][2][3][4]。

身体運動は開放性運動連鎖による運動 (Open Kinetic Chain Exercise ; OKC) と閉鎖性運動連鎖による運動 (Closed Kinetic Chain Exercise ; CKC) とに分類できる。具体的な例では端座位 (いす座位) での膝屈伸運動は開放性運動連鎖による運動であり、スクワット動作の様な下肢末端が抑制されて運動する状態は閉鎖性運動連鎖による運動と言える。尚、本論文では立位、歩行が中心の内容となるため、運動連鎖は閉鎖性運動連鎖のことを意味することとした[4]。

4.1.2 後足部—下腿部の運動連鎖

足関節は距腿関節と距骨下関節の総称であり、脛骨と腓骨 (下腿骨)・距骨・踵骨から構成される距腿・距骨下・遠位脛腓関節の複合関節である。足関節の運動は、これらの関節が協調的に運動し、解剖学的平面上のみの運動はなく、複合的な動きをしている。足関節は人体の大関節の中では最も地面に近い位置にあり、床反力の影響を最初に受ける関節となる。移動において大きな推進力を生み出すには、床からの反力に抗するだけの安定性が必要となる一方、衝撃を受ける際は緩衝のための可動性が必要とされ、安定性と可動性という相反する機能が満たされなければならない。そのためには、荷重位における後足部回内と下腿内旋(図 4.1)、および後足部回外と下腿外旋の連動 (以下、後足部—下腿の運動連鎖) は、相反する機能を生成する上で重要である。

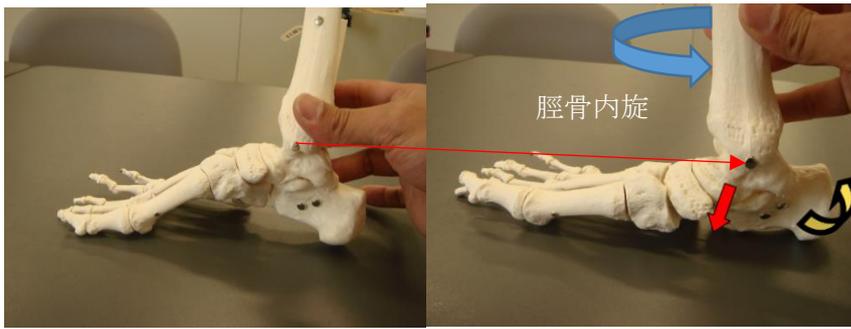


図 4.1 後足部の回内に伴う脛骨内旋の動き

この運動連鎖の機能は、下肢に生じる回旋ストレスを後足部（踵骨）の回内外に変換して吸収することや[5]、逆に後足部の回内外を下肢の回旋運動のトリガーとして伝達することと考えられている[6]。後足部と下腿の間にこうした双方向性の運動面の変換機能を有することにより、後足部－下腿の運動連鎖は足部と近位体節との運動伝達のキーポイントとして、下肢の関節疾患の力学的ストレスを考える上で重要視されている。

4.1.3 後足部からの上行性運動連鎖

Hicks[7]は簡単な足部と下腿のモデルを用いて後足部の回内外と下腿の内外旋のヒンジ運動を表し、後足部が起点となる上行性運動連鎖の場合は、足関節>膝関節>股関節>骨盤の順で動きが大きくなると示している。上行性運動連鎖による後足部による回内は脛骨を内旋へ、後足部による回外は脛骨を外旋へ運動連鎖反応を引き起こす(図 4.2)(表 4-1)。



図 4.2.1 後足部から膝関節および股関節への上行性運動連鎖

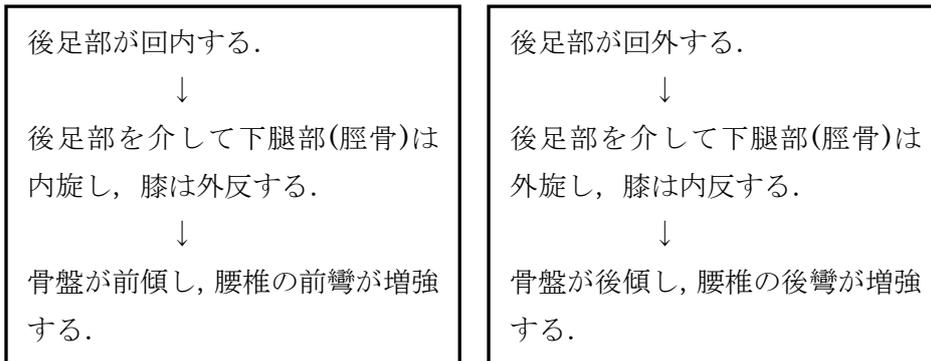


図 4.2 上行性運動連鎖

表 4-1 足関節(後足部)の回内・回外からの上行性連鎖 (足関節～骨盤まで)

上行性運動連鎖(部位)	距骨下関節回内 (起点)	距骨下関節回外 (起点)
足関節 (後足部)	回内	回外
脛骨	内旋	外旋
膝関節	屈曲・外反・内旋	伸展・内反・外旋
大腿骨	内旋	外旋
股関節	屈曲・内転・内旋	伸展・外転・外旋
骨盤	前傾	後傾

4.1.4 運動連鎖と膝 OA 発生のメカニズム

歩行やランニング中は後足部回内と下腿内旋、後足部回外と下腿外旋が運動連鎖関係にあり[2][3][4]、この運動連鎖関係の破綻が障害発生に関係することが示唆されている。Pohl による相関係数を用いた運動連鎖の研究では、ランニング中に下腿内旋/外旋と後足部回内/回外は強い相関関係 ($r=0.93$) があるとしている[2]。Tiberio は過剰な後足部の回内は過剰な下腿内旋を惹起し、膝の前面の痛みを発生させる可能性を報告している[8]。例えば、代表的なランニング障害の一つである大腿膝蓋関節痛は、ランニング中に生じる下腿の過剰な内旋が障害発生の要因の一つとして考えられている[8][9]。このように後足部からの運動連鎖は、下肢筋骨格損傷に強く関連している[8][9][10]。

一方、膝 OA においても後足部からの運動連鎖の影響を受けているとの考え方がある。膝 OA は、膝関節に加わる外力による軟骨基質障害と軟骨細胞の代謝変化を引き起こし、関節破壊に至る疾患としており[11]、力学的ストレスが深く関与することが分かっている[12]。特に膝 OA においては力学的ストレスが多く加わる立脚初期の運動制御が重要

である。立脚初期の運動制御は、様々な筋活動に加えて踵骨一下腿の運動連鎖が重要な役割を担っている。立脚初期に生じる踵骨の回内運動は、運動連鎖的作用によって下腿の内旋運動を誘発する[4]。この下腿の内旋は、下腿自体の外方傾斜を防いで前額面上で膝関節を直線的に配列させて[4][14]膝関節を動的に安定させる[23]。しかし、踵骨一下腿の運動連鎖として生じる下腿回旋が小さい場合、立脚初期の下腿内旋も小さく、それにより下腿自体の外方傾斜が発生することで膝 OA の発症・進行に繋がる可能性があると考えられる。これを裏付けるように、菅川ら[15]は膝 OA 者の歩行は立脚初期の下腿内旋角速度が小さいと報告している。しかし、内側型膝 OA の下肢アライメントと踵骨について、梁や内田ら[16][17]は FTA が大きくなれば踵骨外反が大きくなることも述べていることから、踵骨の回内が結果として、膝 OA の発症および進行に繋がる可能性もあるとの見方もある。また、清水ら[18]が行った内側型膝 OA と後足部の関係を調査した研究では、内側型膝 OA の後足部は膝内側裂隙との関係が示唆され、膝内側裂隙が狭ければ狭いほど後足部が回内位となっていた。また内側型膝 OA の後足部は疼痛との関係も示唆され、膝内側裂隙の疼痛が強ければ強いほど後足部が回内位となっていたと報告している。この現象は膝 OA 内側裂隙と疼痛との関係があることを意味し、清水らは、後足部の回内外による荷重線の移動があることを推察するとしている[18]。

4.2 臨床における予防と治療

歩行中の膝の負荷を低減することを目的とした保存療法（非外科的介入）が、内側型膝 OA 患者の疾患の進行を遅らせるための実行可能な選択肢として提案されている。治療においては、以前は罹患部の関節可動域訓練と筋力増強が主流であった。しかし近年局所の機能低下が全身運動に影響を与えることや、特異な運動自体が疾患の原因になり得るという考えも普及してきており、罹患部のみの画一的なものから多関節の運動連鎖を考慮した運動療法が行われるようになってきた[13][19]。特に膝 OA には、力学的ストレスも深く関与することが分かっている[12]ことから、後足部を含めた力学的な膝への影響を考慮する必要がある。橋本ら[20]も後足部の動きは STJ を介して下腿の回旋に連鎖するため、足部の評価が身体運動制御を理解する上で重要であると報告している。

膝 OA の歩行における力学的ストレスとしては、立脚初期における急激な膝関節内反（Lateral thrust）が論じられている。Lateral thrust は膝 OA の進行リスクを高めるとされており[21][22]、その機序は以下のように推論されている。Lateral thrust は床反力作用線からの膝関節の距離を増加させるため、KAM を増大させる[34]。そして KAM の増大は膝関節内側コンパートメントへの荷重の増大の指標であるため、内側型 OA を進行させる要因となる[23][24]。膝 OA 歩行において、Lateral thrust と同じ立脚初期に生じる特徴に、下腿の内旋減少がある[24]。この下腿の内旋減少は運動連鎖の概念に当てはめて考えると、膝関節の内反を惹起する。言い換えると、後足部が回内す

ることによる下腿の内旋は、**Lateral thrust** の抑制にとって重要な役割を果たすと考えられ、このような考えを考慮したうえでの運動療法が普及し始めている。また他の膝 OA 歩行の報告では、進行した膝 OA は toe-out 角が減少し、KAM が増大していた。また toe-out 角の増大と外部膝関節内転モーメントの減少には有意な相関を示した報告がある[25]。田坂ら[26]による膝 OA 歩行の研究では、立脚相の立脚中期は、膝 OA 群では有意に延長し、踵接地期と推進期で有意に短縮しており、膝 OA 群は内側縦アーチへ荷重を増大させるような後足部が外反した状態がみられたとしている。これら膝 OA 歩行の特徴と足部や後足部の関連性が報告されていることは、足部への運動療法の介入により、膝 OA の歩行改善させる可能性があることを示している。

具体的な治療の報告としては、運動連鎖を意識した荷重位でのトレーニングは、固有感覚受容器を活性化して関節の安定性を向上させると記述されている報告がいくつかある[27][28][29]。膝 OA 患者 108 名に対する調査では、足部巧緻動作向上トレーニングを行なった結果、膝の痛みが有意に減少し、歩行時間、膝屈伸筋力が有意に改善した[30]と報告している。Jan[31]らの研究においても膝 OA 患者に対し足部巧緻動作向上トレーニングを行った結果、歩行能力が有意に改善したとしている。その他膝 OA 患者に対し足部巧緻動作向上トレーニングを行った結果、関節位置覚、機能スコア、歩行速度で筋力増強 (closed kinetic chain) 運動と同等の改善効果が認められた[32]との報告がある。しかし、これら下肢の運動連鎖の関与を明らかにする上で、まずはその動態を正確に把握する方法を確立する必要があるが、そのためには三次元動作解析装置など大掛かりな機材が必要である。さらに、足部からの運動連鎖を推測するうえでの後足部アライメントの実用的な計測法においては、現在のところゴニオメーターによる評価法しか見当たらない。しかもゴニオメーターによる後足部アライメントの評価法の信頼性は乏しいとされている[33][34][35]。このような理由から運動連鎖における治療の効果のエビデンスが確立するためには、課題が多く残っている。

装具療法においては、歩行中の膝の負荷を低減することを目的に外側楔式足底装具 (以下、アウターウェッジインソール) (図 3.26)[36]を使用することにより、内側型膝 OA 患者の疾患の進行の予防や治療するための簡易的な選択肢として提案されるケースが多く、その有効性はかなり高いことが、経験的にも知られている[37]。内側型膝 OA に対するアウターウェッジインソールの効果については、バイオメカニクスの観点から多くの報告がされている。多くの報告では、膝関節の内側コンパートメントへの負荷を、KAM を指標として分析している。アウターウェッジインソールは、足圧中心点を外側へ移動させ、前額面における膝関節に対する床反力のモーメントアームを減少させることにより、KAM を減少させると報告されている[38]。

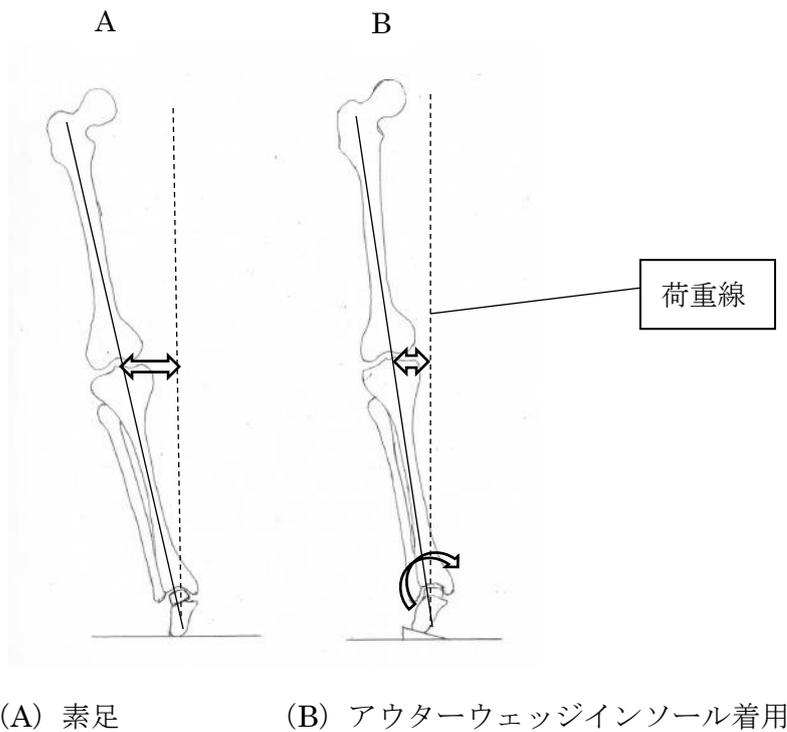


図 4.3 アウターウェッジインソールによる生体力学的効果
(文献[36]を引用, 著者改変)

しかし、この治療法に関する報告の中にはアウターウェッジインソールが膝関節のコンパートメントへの負荷を軽減させていないとの見解もあり[39][40]、その効果のメカニズムについても、いくつかの仮説はあるものの推論の域を出ていないのが現状である。このことは、同じタイプのインソールを着用した場合、膝関節荷重の変化が個人によって非常に変動するという観察ではっきりと示されている[38]。このアウターウェッジインソールの効果に関して一致した見解を得るには至っていない理由として、アウターウェッジインソールの使用に関する研究において、研究対象者の足部の形態が様々であったことが指摘されている。このことにより、アウターウェッジインソール効果において、幅の広い解釈が生まれた可能性がある[41][42]。Arnoldら[43]は、スクリーニングを用いて、アウターウェッジインソールが最も効果的な適応者を特定すべきであると提案している。内側型膝 OA に対するアウターウェッジインソールの効果を明らかにするためには、足部の力学に基づいた均質なサンプルを募集することで、より一貫した結果が得られる可能性がある。均質なサンプルを集めるには正確な足部のアライメントの評価が必要だと考えられる。

4.3 膝関節および後足部アライメント計測における問題点

4.3.1 X線撮影法によるアライメント評価の問題点

X線撮影技術は、X線発見以来、最も一般的に「骨・関節」を投影する技術として診療で利用されている技術である。しかし、X線CTやMRIなどの多様なモダリティの進歩により、X線撮影に替わる技術が増えてきている。しかし、一般的にはX線CTやMRIは仰臥位、腹臥位、両側臥位での撮影を中心とする非荷重撮影法の技術に対して、X線撮影技術は、立位荷重撮影を容易に行える利点がある。下肢の荷重関節に対して撮影体位を立位にすることで、荷重時の、加齢により変性した骨や関節像を投影するだけでなく、下肢荷重時のX線アライメント計測まで可能となる。

膝関節のアライメントを識別するためのゴールドスタンダードは、下肢全長のX線撮影で、下肢の機能軸(mechanical axis)[44]と解剖軸(anatomic axis)[45]を確認することができる[41](図4.4)。X線画像から膝関節アライメントを算出する方法は2つある。一つは股関節、膝関節、足関節の中心から角度を算出するHip-Knee-Ankle angle(以下、HKA)の測定、もう一つは大腿骨、脛骨の2つの骨軸からなる角度を算出するFTAであり、骨の軸の傾きを示す解剖学的アライメントとされている[46](図4.4)。尚、大腿骨骨頭中心と距骨滑車中点を結んだ線によるMikulicz線は膝関節からの距離での計測法となるため、アライメント計測において、角度として捉えることはできない。

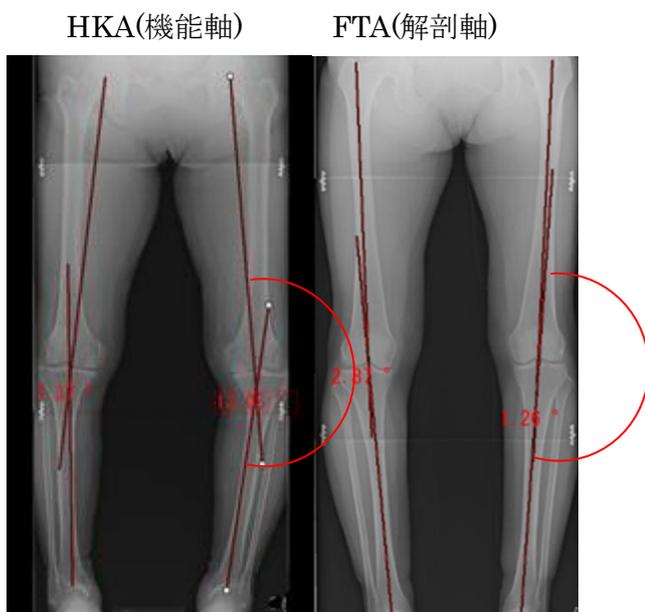


図 4.4 HKA と FTA の定義[46]

HKA, FTA の測定手順は特定の場所でしかできず、下肢全体にわたる放射線暴露があり、膝関節のみの撮影と比較して約 4.6 倍(0.987mGy)と被ばく量は多くなる問題がある[47]。また画像解析においても時間がかかり、画像解析には診療放射線技師や医師などが関わることから、医療コストが高くなる。また、膝関節アライメントを正確に評価するには下肢全長による撮影法が必要であるが、手術など行うことを除いて、膝 OA を診断する際は、放射線暴露の量の問題、コストがかかるなどの問題から膝関節のみの X 線撮影法で対応することが一般的である(図 4.5)。診断においては、膝のみの X 線撮影法にて罹患関節裂隙(主に内側コンパートメント)の狭小化が軟骨摩耗を示す所見で診断の材料となる。そのため、下肢全長による撮影法によるアライメントを反映させた評価は通常行われることがない。



図 4.5 膝関節のみの X 線撮影法

下肢アライメントを正確に反映する下肢全長による撮影法においては、大腿骨内弯変形が強くても FTA 計測の場合、アライメントが良好と判断される場合が少なからず存在する(図 4.6)。そのため、OA に対する人工膝関節置換術などは大腿骨の彎曲に左右されない HKA を計測することが主流である。また、膝 OA の進行においては、FTA より、HKA が強く相関しているとの報告もある[48]。

運動療法や装具療法における保存療法においては、下肢の機能を重要視することから、HKA を知ることは臨床上重要な情報となる。しかし、保存療法を目的とした下肢全長による撮影法を行うことは稀である。

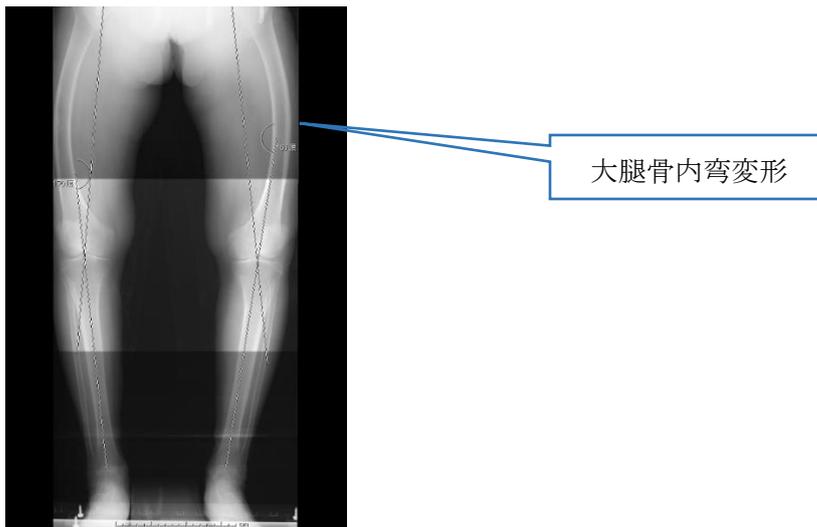


図 4.6 大腿骨内弯变形

膝 OA において、後足部のアライメントを計測することは、立位における膝関節と足関節の関係性を把握する上で有用である。竹内ら[49]は、正面脛踵角および脛骨軸傾斜角は、立位 FTA とは高い正の相関を報告している。後足部の X 線撮影法としては、前額面の後足部アライメント計測法である Cobey の方法[50]が古くから知られており、それを改良した方法の Saltzman hindfoot angle(SHA)がゴールドスタンダードとなっている[51]。前額面の後足のアライメントを測定する技術は信頼できるものであり、検者間の相関係数は 0.97 となっている。この X 線技法は、複雑なマルアライメントの評価においても有効方法として用いられている。しかし、立位での後足部アライメント評価が重要であり、X 線技法においても有効な方法が確立しているにもかかわらず、膝 OA に対する診断において、X 線撮影による後足部アライメント評価を行うことは稀である。理由としては、前述した通り膝 OA に対する診断に対しては膝関節のみの X 線撮影法での対応が殆どであり、後足部 X 線撮影と膝 X 線撮影と併用することは临床上殆ど無いのが現状である。

4.3.2. 体表からの足部および下肢に対する動的評価の問題点

足部および下肢の動的評価および静的測定は、一般に、足部および下肢の病的な状態の評価および管理に用いられる[52][53][54]。臨床診断の足部および下肢の評価には、通常臥位や立位で行う静的測定と、歩行または走行中のなどの足部および下肢の動きを見る動的評価の 2 つが含まれる。動的な評価としては、歩行中の足部および下肢の動きにおいて、一般的には人が歩道またはトレッドミルを歩くのを見て臨床的に評価され、ビデオ録画はしばしば歩行評価の補助的材料として使用される。また、三次元動作解析装

置など歩行分析の定量的システムが開発されている[55][56]。しかし、計測においては被検者が一人で歩くことから、転倒のリスクを考慮した場合、バランス維持が困難な高齢者などには不向きである。さらに機器が高価で使用方法が複雑であること、計測データ量は膨大で、分析に要する労力も多大であることにより[57]、通常、臨床への適用は制限される。実際、Johanson ら[58]の研究では7台の Vicon モーション解析システムのカメラと床反力計測器を用いて足部の動きを捉えた研究を行っている。三次元動作解析装置での計測においては、かかとが地面に接触しているときの時間は短く、STJ の動きは、例えば膝のように長いレバーアームでの動きと比較して、正確に動きを検出することは困難である。また、観察的歩行分析は観察者による主観的判断に依存するところが多く、信頼性が低いとされていること[59][60]を考えると、このような動的評価は懐疑的に見なされなければならない。

4.3.3 先行研究による体表からの膝関節アライメント評価の問題点

臨床で用いられる簡便な方法としては、ゴニオメーターが一般的に使用される(図 4.7)。McDaniel ら[61]は、機能軸とゴニオメーター法の間で強い相関性があることを報告したが、Hinman[62]らはゴニオメーター法と機能軸との間の相関性は認められなかったとしている ($r=0.32$, $P=0.12$)。いずれにしても、ゴニオメーターは通常理学療法士等のセラピストや医師などの医療関係者が用いるものであり、一般的に使用されない。



図 4.7 ゴニオメーターによる膝関節アライメント計測方法

Hinman らは、前額面 X 線撮影法に代わる体表からの前額面の膝のアライメント代替測定法として、ゴニオメーター法(図 4.7), 視覚的な観察, 床からの垂直線と膝関節内側面との距離をキャリパーで計測する方法(図 4.8), 両膝関節内側顆間の距離をキャリパーで計測する方法(図 4.9), gravity inclinometer (以下, 重力傾斜計) を用いた前額面の脛骨傾斜角を計測する方法(図 4.10)を X 線撮影(機能軸)との相関係数で比較している[62]. 結果は, 重力傾斜計の方法が最も相関が高かった ($r = 0.80$). 機能軸と有意に関係するような他の臨床的なアライメントの測定は, 膝関節内側面との距離をキャリパーで計測する方法, 床からの垂直線と膝関節内側面との距離をキャリパーで計測する方法, そして視覚的な観察 ($r = 0.76, 0.71, 0.52$) であった. しかしゴニオメーター法と機能軸との間の相関性は認められなかった ($r = 0.32, P = 0.12$) としている.



図 4.8 床からの垂直線と膝関節内側面との距離をキャリパーで計測する方法



図 4.9 両膝関節内側顆間の距離をキャリパーで計測する方法



図 4.10 重力傾斜計を用いた前額面の脛骨傾斜角を計測する方法

Hinman ら[62]は前額面 X 線撮影法に代わる体表からの前額面の膝関節アライメント代替測定法として、臨床的有用性はあると結論付けているが、これらの評価方法においては、いくつかの問題点がある。まず、床からの垂直線と膝関節内側面との距離をキャリパーで計測する方法、両膝関節内側顆間の距離をキャリパーで計測する方法においては、いわゆる X 脚 (FTA が 174~176 度以下) の下肢に対しては、計測ができない。また重力傾斜計を用いた前額面の脛骨傾斜角を計測する方法の再現性に関する研究はなされておらず、ランドマークとなる脛骨粗面は体表から触知できるが、ランドマークとしては大きすぎるため再現性があるのか疑問である。また Hinman ら[62]の研究手法においては股関節の内外旋角度が規定されておらず、X 線撮影法と重力傾斜計による計測が同じ条件で計測されたかは疑問であり、重力傾斜計による膝関節アライメント計測は今後検討の余地を残していると言える。

4.3.4 先行研究による体表からの後足部アライメント評価の問題点

静的後足部評価の中には非荷重で他動的に運動範囲を計測する方法 (Range of motion ; 以下, ROM) (図 4.11)[33][63][64]と立位 (荷重位) での後足部のアライメント評価に分けて考えられる [33][64]。



図 4.11 非荷重による後足部の ROM

ROM においては、距骨下関節の動きを知るためには、腹臥位により非荷重下で踵骨をしっかりと握り、左右に動かして動かなくなる範囲をゴニオメーターによって計測される [33]。しかし、いくつかの研究では、この計測の評価内信頼性が低いことが証明されている [33] [63]。Elveru ら [33] の報告では、セラピストによる ROM において検者間の相関係数は STJN の肢位の測定で 0.25、STJ 内反で 0.32、STJ 外反で 0.17 であった。これらの測定はセラピスト間での信頼性はない可能性が示唆されている。その理由として、この計測法の問題点は下腿の二等分する基準線の決定が困難であるということである。例えば、下腿部の軟部組織が大きい非対称な被検者の下肢に正確に二等分する基準線を引くことは臨床経験の豊富な検者でないと困難であることが考えられる。

立位（荷重位）での前額面の後足部のアライメント評価では、距腿関節の前額面での動きは強く制限されているため、临床上踵骨と下腿の相対的な位置関係を体表から計測する (leg-heel alignment; 以下, LHA) が临床上よく使用されている (図 4.12) [65][66]。



図 4.12 LHA (leg-heel alignment)

LHA の計測方法[65] としては、下腿後面の下腿下 1/3 の部分に二等分線を引き、次に踵骨表面二等分線との交差角をゴニオメーターを用いて計測する。問題点として、角度計はその構造が頑丈で測定部位に密着させることが困難さに加え、測定する対象となる踵骨の凹凸に沿って角度計を当てる必要がある。しかも 1°単位の正確な計測が求められるため、計測作業としては高度な技術を要する。また、立位では、荷重による踵の脂肪パッドの変化に伴い、正確な踵の輪郭を抽出することが困難であることなど総じて測定誤差が生じやすく定量化が難しいことが挙げられる。下腿軸においては、脛骨は直線的ではなく、湾曲していることから、脛骨軸に直線的なゴニオメーターを合わせる作業を困難にさせている可能性がある。McPolil ら[67]による 58 人の女性の下肢を調べた報告では、98.3%の人がなんらかの脛骨内弯 (tibiofibular varum) (図 4.13)を持っているとされている。静的評価の信頼性においては、セラピストや医師による計測についての研究が多く報告されている。信頼性においては、信頼性が無いとするものから信頼性はせいぜい中程度であるとするものが多い[53][68][69][70]。また、非荷重での計測は荷重位 (立位) での計測より信頼性が低いとされている。そのため、信頼性の観点からは立位での計測が推奨されている[71]。荷重位 (立位) での後足部アライメントにおいては、膝へのメカニカルなストレスを考慮した場合、骨と骨の相対的な位置関係を見ることも重要であるが、梁らの研究[72][73]によると、足部が与える膝に対する影響を考えるならば、荷重線に対する後足部の状態の把握が重要であると報告している。

ゴニオメーターによる計測環境においては、検者にとっては計測姿勢が低くなり、ゴニオメーターの数値を正確に読み取ることが困難である。また臨床上一般的に使用される金属アームの大きいゴニオメーター(東大式など)を、計測部位に正確に当てるようにするためには、被検者が台などに載って計測を行う必要性があり、下肢筋力やバランス低下している高齢者にとっては姿勢維持が難しく、転倒リスクも高くなる。

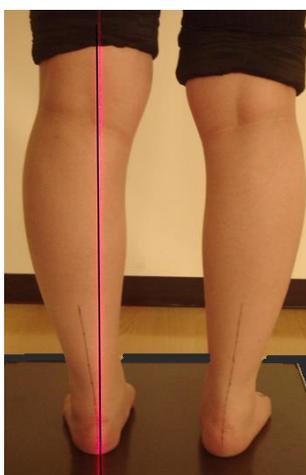


図 4.13 体表から診る脛骨内弯

4.3.5 膝 OA に対するスクリーニングにおける問題点（整形外科医の見解から）

膝 OA に対する膝関節および後足部アライメント計測によるスクリーニングに対して、整形外科医 2 名から意見を頂いた。2 名の医師による共通見解を以下に記す。

実際の計測においては、対象が膝 OA の膝有症者も含まれる高齢者であること、加えて筋力低下や視力低下により、転倒のリスクが高いことから、安全な方法で計測することが求められる。また精神的負担等から、多く見積もっても一人当たりにかかる計測時間は 2 分～3 分が妥当であるとの見解であった。

4.4 解決すべき課題

膝 OA に対する後足部と膝関節アライメントを同時に評価することは、膝 OA の進行の予防、早期発見において重要であり、理由として以下が挙げられる。

第一に、ヒトは歩行する上で下肢は常に力学的影響を受けており、足部からの運動連鎖は、下肢筋骨格損傷に強く関連している[8][9][10]。膝 OA においても足部からの運動連鎖によつての影響を受けていると考えられることから、足部、特に床反力の影響を最初に受ける後足部アライメント評価が重要である。

第二に、膝関節の内反変形の増大は床反力作用線からの膝関節の距離を増加させるため、KAM を増大させる[74]。そして KAM の増大は膝関節内側コンパートメントへの荷重の増大の指標であるため、内側型 OA を進行させる要因となる[6][24]。このことは、膝関節そのもののアライメントの変化は膝 OA の危険因子と関係性があることを示しており、膝関節アライメント評価を行うことは膝 OA の予防において重要である。

しかし、これらのアライメント計測の重要性があるにも関わらず、スクリーニングおよび臨床における運動療法やインソールなどの装具処方前の仮適合や装具処方後の適合状態の確認、また装具処方後の調査において、被ばくの危険性から、X 線撮影による膝関節および後足部のアライメントの計測は稀である。

臨床において被曝のない非侵襲的な体表からのアライメント評価法としては、ゴニオメーターの評価が一般的である。しかし、膝関節および後足部アライメント評価において、ゴニオメーターによる評価の信頼性と妥当性は高くても中程度である[33][62][63][75]。理由として、下肢アライメントは通常大腿骨と脛骨、後足部のアライメントは通常脛骨と踵骨の相対的な位置関係を計測する。しかし、大腿骨および脛骨そのものが生理的に弯曲しているものが多く、大腿骨および脛骨を直線的な軸として捉えて計測するには、計測上無理がある。

膝 OA に対する治療においては、膝 OA に対する運動療法や装具療法を行う上で、膝関

節の力学的環境の改善を目的とした治療法は多く存在しているが、ゴニオメーターによる計測法では下肢機能軸や荷重軸(重力線)に対する後足部アライメントの評価は困難である。そのため、膝 OA に対する治療計画や治療効果を知るうえで、新たな下肢機能軸の計測方法や荷重軸(重力線)に対する後足部アライメントの評価法の開発が必要である。下肢アライメントを正確に計測できるものとして、三次元動作解析装置などの利用は報告されているが、装置そのものは容易に利用できるものではなく、多くの臨床医やセラピストが使用できるわけではない。以上より、設備や操作方法において臨床的に利用可能な計測方法の開発が必要である。また、地域における膝 OA に対する予防と進行防止のためのアライメントに対するスクリーニングにおいては、運動療法や装具療法に関わる専門職種以外による計測者において評価がなされることが予想されるため、計測方法においてはより簡便さが求められる。

以上を踏まえ、下肢のアライメント評価に関する解決すべき具体的課題を以下の 7 項目にまとめた。

1) 被ばくについて

下肢の X 線撮影を用いて膝関節と後足部のアライメントを計測することは、被ばくのリスクがあるため、膝 OA に対して予防や早期発見において使用されることは稀である。また、X 線撮影は繰り返し使用できないことから、臨床における保存療法などにおいて使用されない。

2) ゴニオメーターによる膝関節および後足部アライメント評価の有用性と信頼性の問題

ゴニオメーター等を用いての静的な膝関節アライメントの評価は、正確に FTA および HKA を反映しているとは言い難く、また膝関節および後足部のゴニオメーターを用いての計測においても、検者の測定技術に大きく依存し、計測者間のばらつきが指摘されている。

3) 骨形状における個体差による影響

大腿骨および脛骨そのものが生理的に弯曲しているものが多く、アライメント計測を行う上で骨形状による個体差の影響が、計測を困難にすることがある。機能軸は骨形状の影響を受けない計測方法であるが、計測部位である大腿骨骨頭は体表からの触知は不可能である。

5) 後足部と膝関節の状態と荷重ストレスの関係

後足部が膝関節に対してどのような影響を与えるのかを考慮した場合、重力線(荷重線)に対する後足部の状態を検討する必要がある。また、膝関節においては機能軸

を評価する必要がある。

6) 評価を行う設備と環境

三次元動作解析装置などを用いた膝関節と後足部の動的アライメントの計測は限られた研究施設などでしか行えない。また複雑な機器を使用し、膨大な情報の処理を行えるスタッフが必要となる。そのため、臨床的には、静的なアライメント評価の結果より、動的アライメントを推測する手段として用いることが多い。

7) 評価における安全性

筋力が低下している高齢者やバランス維持が困難な高齢者では、計測する際には安定した足場が必要である。そのため、不安定な足部の向きでの計測や台に乗っての計測など、リスクが伴う計測は困難である。また、筋力低下している高齢者やバランス維持が困難な高齢者では、被検者が見守りや補助なしでの単独歩行による計測においても安全性が確保できないため、静止立位での計測のみとなる。

8) 評価における計測時間と負荷

被検者が膝 OA などの下肢に痛みや筋力低下をきたしている場合、長時間の立位や繰り返しの歩行は困難なケースが多い。また、地域での膝 OA 予防のためのアライメントに対するスクリーニングとして評価を行う場合は、短時間でより多くの対象者を計測する必要がある。

4.5 解決方法の提案

前節までの課題を解決するためには、膝 OA 患者に対する保存療法時の評価と予防におけるアライメントに対するスクリーニングを目的とした信頼性のある膝関節および後足部の評価法の開発が必要であると考えられる。具体的には、運動療法などにおける膝関節へのメカニカルなストレスを予測するための指標となるもの、そして地域における膝 OA の予防として、膝関節アライメントの変化に伴う膝 OA のアライメントに対するスクリーニング評価の指標となるものである。以下に、実際に使用可能な指標となるための計測における必要条件を記す。

- ① 検者と被検者らが被ばくを伴うことなく非侵襲的な計測であること。
- ② 膝関節へのメカニカルなストレスを予測するための指標となるもの。
- ③ 提案手法がゴニオメーターによる計測の比較において、X 線によるアライメント計測法をより反映させた指標であること。
- ④ 骨の生理的弯曲影響を受けない膝関節アライメント及び後足部アライメント計測

法であること。

- ⑤ 大がかりな施設や機材を必要としないこと。
- ⑥ 保健師・看護師・健康運動指導士等において簡単に計測できるもの。
- ⑦ 被検者の安全性が確保できること。
- ⑧ 被検者の疲労と現場での実用性を考慮して計測時間 3 分以内の作業時間で行えること。

本研究におけるアライメント計測方法においては、当初は、体表からの膝関節アライメントと後足部アライメントの評価を同一の評価手法で行う方が利便性が高いと考えた。しかし、本手法の目的は膝関節において力学的ストレスを反映されたアライメント計測法の開発を目指すことであり、後足部アライメント評価と膝関節アライメント評価の基本軸が違うことから、同一評価が困難であると考えた。つまり、後足部においては重力線が基本軸であり、膝関節においては、股関節中心と膝関節中心が成す軸と膝関節中心と足関節軸中心が成す軸が基本軸となり、両者が異なるためである。さらに下肢機能軸において、大転子、膝関節、足関節の中心の位置の断定が難しいため骨突起を利用するしかないが、足部は内外果以外の利用でききる骨突起が無いいため、別の指標が必要となる。また、本研究においての真値は X 線撮影によるアライメント評価法になるが、X 線撮影による膝のアライメント計測法では膝蓋骨が基準となるため前方からの評価となる。しかし、X 線撮影による後足部アライメント評価では後方からの評価となる。そのため、膝関節アライメントと後足部アライメント評価を別々の方法で行うこととした。

具体的には、上述した必要条件を満たすべく、膝関節のアライメントを評価する手法として、被ばくの影響を受けないカメラで撮影した体表面像を用いる手法を考案した。計測法の信頼性および妥当性においては、まず、ゴニオメーターによる計測と X 線撮影(FTA 及び HKA)による膝関節のアライメント測定法との相関性評価を行い、次に提案手法と X 線撮影(FTA 及び HKA)の結果との相関性を調べる。そして、両者を比較することで提案手法の優位性を検討する。また、X 線撮影との間に強い相関が認められたとき、提案手法は X 線撮影法に替わる指標となりうると考える。特に、X 線撮影法の HKA と強い相関性が認められることは、膝関節における力学的指標を反映するものであると考える。

後足部アライメント評価における提案手法においても、被ばくの影響を受けない体表からの計測手法を考案した。膝関節アライメント評価と同様に、X 線撮影によるアライメント評価に対するゴニオメーターでの計測および後足部アライメント評価における提案手法それぞれの相関性を調べる。そして、後足部アライメント評価における提案手法がゴニオメーターによる計測より優位性があり、かつ X 線撮影法に替わる指標となりうるかを検討する。

生理的彎曲に対する問題に対しては、膝関節アライメントを計測する上では、骨突起を利用することで、ランドマーク間を直線的に捉えることにより、骨の生理的彎曲に左右されない計測方法とした。後足部アライメントの計測法においても脛骨と踵骨軸の交差する角度ではなく、荷重線（重力線）に対して、踵骨の傾斜の程度を計測することを提案することで、脛骨の生理的彎曲に左右されない方法を考案した。また、後足部アライメント評価に荷重軸を利用することは、膝関節へのメカニカルなストレスを考慮する上で有効であると考えられる。

提案手法に使用する機器については、大掛かりな機器を使用せず、膝関節アライメント評価ではデジタルカメラとパソコン、後足部アライメント評価においては、レーザ照射機器程度のものであり、病院施設以外において、簡便に使用が可能になると考える。

安全性においては、両提案手法とも静的立位での計測とし、被検者の疲労などを考慮すると、両提案手法の合計計測時間において3分以内を目指すこととした。これらが実現したとき、本計測システムは臨床現場において安全に実施できる実用的なシステムとなり得ると考えられる。

さらに、両提案手法の検者内・検者間の信頼性を調べることで、提案手法の信頼性を検討することとした。信頼性の評価においては、検者が一般の大学生もしくは大学院生とし、双方の評価で高い信頼性が認められたとき、保険医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士等の使用において対応できるものと考えられる。

参考文献

- [1] Rodgers MM: Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys Ther.* 68. pp.1822-1830. 1988.
- [2] Pohl MB, Messenger N, Buckley JG: Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. *Clin Biomech.* 21. pp.175-183. 2006.
- [3] Pohl MB, Messenger N, Buckley JG: Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture.* 25. pp.295-302. 2007.
- [4] 佐藤洋一郎：運動連鎖とエビデンス．理学療法の歩み． 22. pp.17-25. 2011.
- [5] 齊藤知行，腰野富久，竹内良平・他：変形性膝関節症の臨床病理と滑膜病変．整形外科． 55. pp.1227-1232. 2004.
- [6] Schipplein OD, Andriacchi TP: Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 9. pp.113-119. 1991.
- [7] Hicks JH: The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat.* 87. pp.345-357. 1953.
- [8] Tiberio D: The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 9. pp.160-165. 1987.
- [9] Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, et al: The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res.* 302. pp.69-74. 1994.
- [10] Evans, P: Clinical biomechanics of the subtalar joint. *Physiotherapy.* 76. pp.47-52. 1990.
- [11] 齊藤知行，腰野富久，竹内良平・他：膝 OA の臨床病理と滑膜病変．整形外科． 55. pp.1227-1232. 2004.
- [12] Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al: A framework for the in vivo

pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng.*32. pp.447-457. 2004.

[13] 山崎勉, 大野範夫, 小笠桂史・他: 整形外科理学療法の理論と技術. メジカルビュー社. pp.36-61. 1997.

[14] 石井慎一郎: 臨床運動学からみた動作分析. *理学療法.* 19. pp.902-910. 2002.

[15] 菅川祥枝, 木藤伸宏, 島澤真一・他: 内側型変形性膝関節症における歩行時大腿・下腿回旋運動の解析. *理学療法学.* 31. pp.412-419. 2003.

[16] 梁裕昭, 木下光雄, 森下忍・他: 下肢アライメントと距骨下関節の動き. *日足外.* 13. pp.127-130. 1992.

[17] 内田俊彦, 森雄二郎, 康野公則・他: 下肢アライメントにおける後足部の評価. *日足外.* 12. pp.48-50. 1991.

[18] 清水新悟, 昆恵介, 小林俊樹・他: 変形性膝関節症の後足部アライメントが膝関節に与える影響. *バイオメカニズム.* 23. pp.119-127. 2016.

[19] 井原秀俊, 加藤浩, 木藤伸宏・他: 多関節運動連鎖からみた骨関節障害の理学療法. 多関節運動連鎖からみた変形性関節症の保存療法. 刷新的理学療法. 全日本病院学会. pp.8-25. 2008.

[20] 橋本雅至, 中江徳彦: 足部からみた身体運動の制御. *理学療法科学.* 16. pp.123-128. 2001.

[21] 古賀良生: 変形性膝関節症の疫学—下肢アライメント 3次元測定システムの開発の背景. *理学療法学.* 34. pp.340-344. 2007.

[22] Chang A, Hayes K, Dunlop D, et al: Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism.* 50. pp.3897-3903. 2004.

[23] Schipplein OD, Andriacchi TP, et al: Interaction between active and passive knee stabilization during level walking. *J Orthop. Res.* 9. pp.113-119. 1991.

- [24] Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, et al: Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment. *Arthritis Rheum.* 57. pp.1012-1017. 2007.
- [25] Schmitt LC, Rudolph KS: Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 57. pp.1018-1026. 2007.
- [26] 田坂厚志, 呉和浩, 仲正宏・他 : 変形性膝関節症患者の歩行周期と足圧中/心の変化について. *淀川キリスト教病院学術雑誌.* 19. pp.16-18. 2002.
- [27] Kibler WB: Closed kinetic chain rehabilitation for sports injuries. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 11. pp.369–384. 2000.
- [28] Bunton EE, Pitney WA: The role of limb torque muscle action and proprioception during closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity. *J Athl Train.* 28. pp.10-11. 1993.
- [29] Lephart SM, Pincivero DM, et al: The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.* 25. pp.130–137. 1997.
- [30] Lin DH, Lin CH, Lin YF, et al: Efficacy of 2 non-weight-bearing interventions, proprioception training versus strength training, for patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39. pp.450-457. 2009.
- [31] Jan MH, Tang PF, Lin JJ, et al: Efficacy of a target-matching foot-stepping exercise on proprioception and function in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38. pp.19-25. 2008.
- [32] Lin DH, Lin YF, Chai HM, et al: Comparison of proprioceptive functions between computerized proprioception facilitation exercise and closed kinetic chain exercise in patients with knee osteoarthritis. *Clin Rheumatol.* 26. pp.520-528. 2007.
- [33] Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RJ: Goniometric reliability in a clinical setting :Subtalar and ankle joint measurements. *Phys Ther.* 68. pp.672-677. 1988.

- [34] Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T: Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral position and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 18. pp.553-558. 1993.
- [35] 眞島任史, 安田和則 : 内側型変形性膝関節症に対する保存療法としての足底板, 継手付き装具. *Orthopaedics.* 16. pp.23-28. 2003.
- [36] Johnson JE, Lamdan R, Granberry WF, et al: Hindfoot coronal alignment: a modified radiographic method. *Foot Ankle Int.* 20. pp.818-821. 1999.
- [37] Altman RD, Hochberg MC, Moskowitz RW, et al: Recommendation for medical management of osteoarthritis of the hip and knee. *Arthritis Rheum.* 43. pp.1905-1915. 2000.
- [38] Kutzner I, Damm P, Heinlein B, et al: The effect of laterally wedged shoes on the loading of the medial knee compartment-in vivo measurements with instrumented knee implants. *J Orthop Res.* 29. pp.1910-1915. 2011.
- [39] Bennell K, Bowles K, Payne C, et al: Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: 12 month randomised controlled trial. *BMJ.* 342. d2912. 2011.
- [40] Pham T, Maillefert JF, Hudry C, et al: Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis: a two-year prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage.* 12. pp.46-55. 2004.
- [41] Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, et al: Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 27. pp.27-33. 2012.
- [42] Jones RK, Chapman GJ, Forsythe L, et al: The relationship between reduction in knee loading and immediate pain response whilst wearing lateral wedged insoles in knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 32. pp.1147-1154. 2014.
- [43] Arnold JB: Lateral wedge insoles for people with medial knee osteoarthritis: one size fits all, some or none? *Osteoarthritis Cartilage.* 4. pp.193-195. doi:10.1016. 2016.

- [44] Sharma L, Song J, Felson DT, et al: The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*. 286. pp.188-195. 2001.
- [45] Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ: Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. 69. pp.745-749. 1987.
- [46] Cooke TD, Sled EA, Scudamore RA: Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *J Rheumatol*. 34. pp.1796-801. 2007.
- [47] X線撮影・被曝線量一覧表（閲覧日 2018年10月31日）
<http://www.hmedc.or.jp/guide/HOUSYA/hibakusenryou.htm>
- [48] 松下任彦, 橋本伸朗, 福元哲也・他: Mikulicz line と FTA の関係 - OA の要因 - 整形外科と災害外科. 66. pp.262 - 266. 2017.
- [49] 竹内良平, 腰野富久, 斎藤知行・他: 変形性膝関節症における距踵関節の下肢アライメントに及ぼす影響の X 線学的検討. *日関外誌*. XVI. pp.221-228. 1997.
- [50] Cobey JC: Posterior roentgenogram of the foot. *Clin Orthop Relat Res*. 118. pp.202-207. 1976.
- [51] Saltzman CL, el-Khoury GY: The hindfoot alignment view. *Foot Ankle Int*. 16. pp.572-576. 1995.
- [52] Blake RL, Ferguson HJ: Correlation between limb length discrepancy and asymmetrical rearfoot position. *J. Am Podiatr. Med*. 83. pp.625-633. 1993.
- [53] Dahle LD, Mueller M, Delitto A, et al: Visual assessment of foot type and relationship of foot type and lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 14. pp.70 -74. 1991.
- [54] Gray EG, Basmajian, JV: Electromyography and cinematography of the leg and foot "normal" and flat. *Anat. Rec*. 161. pp.1 -16. 1968.

- [55] Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al: A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng.* 32. pp.447-457. 2004.
- [56] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, et al: Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 10. pp.573-579. 2002.
- [57] 小林孝, 津村暢宏, 中川昭夫・他: 歩行分析システムとその臨床応用. 兵庫県立リハビリテーションセンター紀要. 1. pp.119-122. 1993.
- [58] Johanson MA, DeArment A, Hines K, et al: The effect of subtalar joint position on dorsiflexion of the ankle/rearfoot versus midfoot/forefoot during gastrocnemius stretching. *Foot Ankle Int.* 35. pp.63-70. 2014.
- [59] Eastlack, ME, Arvidson, J, Snyder-Mackler, L, et al: Interrater reliability of videotaped observational gaitanalysis assessments. *Phys Ther.* 71. pp.465-72. 1991.
- [60] Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S: Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther.* 65. pp.1027-1033. 1985.
- [61] McDaniel GE, Vail TP, Kraus VB: Comparison of knee alignment angle by x-ray and goniometer. *Arthritis Rheum.* 50. 9:S343. 2004.
- [62] Hinman RS, May RL, Crossley KM: Is There an Alternative to the Full-Leg Radiograph for Determining Knee Joint Alignment in Osteoarthritis? *Arthritis Rheum.* 55. pp.306-313. 2006.
- [63] Blake, RL, Ferguson, HJ: Extrinsic rearfoot posts. *J. Am Podiatr. Med. Assoc.* 82. pp.202 -207. 1992.
- [64] Root, ML, Orien, WP, Weed, JH, et al: Biomechanical Examination of the Foot. *Clinical Biomechanics Corporation.* Los Angeles. 1. pp.54-72. 1971.
- [65] James SL, Bates BT, Osternig LR: Injuries to runners. *Am J Sports Med.* 6. pp.40-49. 1978.

- [66] Donatelli R: Biomechanics of the Foot and Ankle. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company. pp.136-141. 1990.
- [67] McPoil TG, Knecht HG, Schuit A: Survey of Foot Types in Normal Females between the Ages of 18 and 30 Years. Orthop Sports Phys Ther. 9. pp.406-409. 1988.
- [68] Buckley RE, Hunt DV: Reliability of clinical measurement of subtalar joint movement. Foot Ankle Int. 18. pp.229-232. 1997.
- [69] Diamond JE, Mueller M, Delitto A, et al: Reliability of diabetic foot evaluation. Phys Ther. 69. pp.797-802. 1989.
- [70] Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, et al: Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. J. Am Podiatr. Med. Assoc. 93. pp.203-213. 2003.
- [71] Haight HJ, Dahm DL, Smith J, et al: Measuring standing hindfoot alignment: reliability of goniometric and visual measurements. Arch Phys Med Rehabil. 86(3). pp.571-575. 2005.
- [72] 梁裕昭, 木下光雄, 森下忍・他: 下肢アライメントと距骨下関節の動き(膝関節手術前後の比較). 日本足の外科研究会誌. 14. pp.108-113. 1993.
- [73] 梁裕昭, 木下光雄, 森下忍・他: 距骨下関節と下肢アライメント. 関節外科. 14. pp.77-84. 1995.
- [74] Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, et al: Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech. 39. pp.2213-2220. 2006.
- [75] Keenan AM, Bach TM: Clinicians' assessment of the hindfoot: a study of reliability. Foot Ankle Int. 27. pp.451-460. 2006.

第5章 マーカを用いた膝関節アライメント計測法の開発

5.1 自由下肢骨の解剖学的な知見による仮説

FTA の計測方法は膝関節のみの X 線撮影による FTA-short(図 5.1)と下肢全長の撮影による FTA-long (図 5.2) の 2 通りがある. FTA-short は解剖学的な軸は tibial spines の中心から上下 10cm の位置で大腿部と脛骨を 2 等分しているポイントと tibial spines の中心を結ぶ 2 つのラインの交点の角度として定義されている[1] (図 5.1). FTA-long は長い大腿部の解剖軸と脛側の解剖軸の交わる角度である. 大腿部の解剖軸は大腿部の最狭部の骨幹を 2 等分しているポイントと膝関節より近位 10cm に位置する大腿部の骨幹を 2 等分しているポイントを結ぶラインと定義される. 同様に, 脛側の解剖軸は脛骨長軸中央の骨幹を 2 等分しているポイントと膝関節より遠位 10cm の脛骨骨幹を 2 等分しているポイントを結ぶラインとして決定される[1](図 5.2).

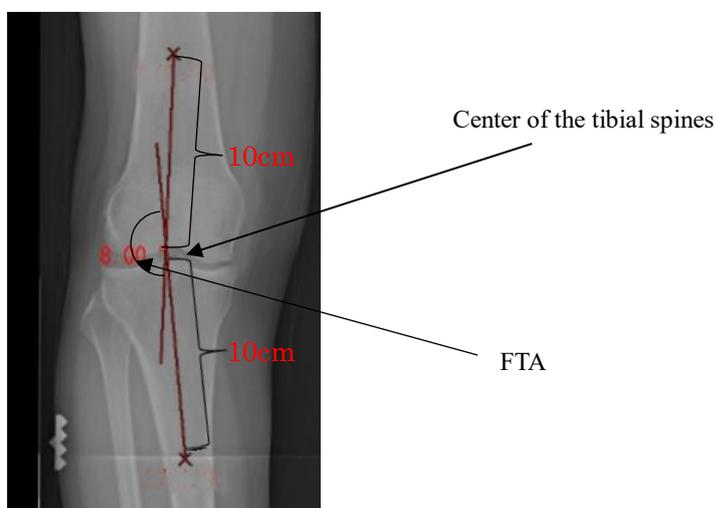


図 5.1. 膝関節のみの X 線撮影による FTA 計測法 (FTA-short)

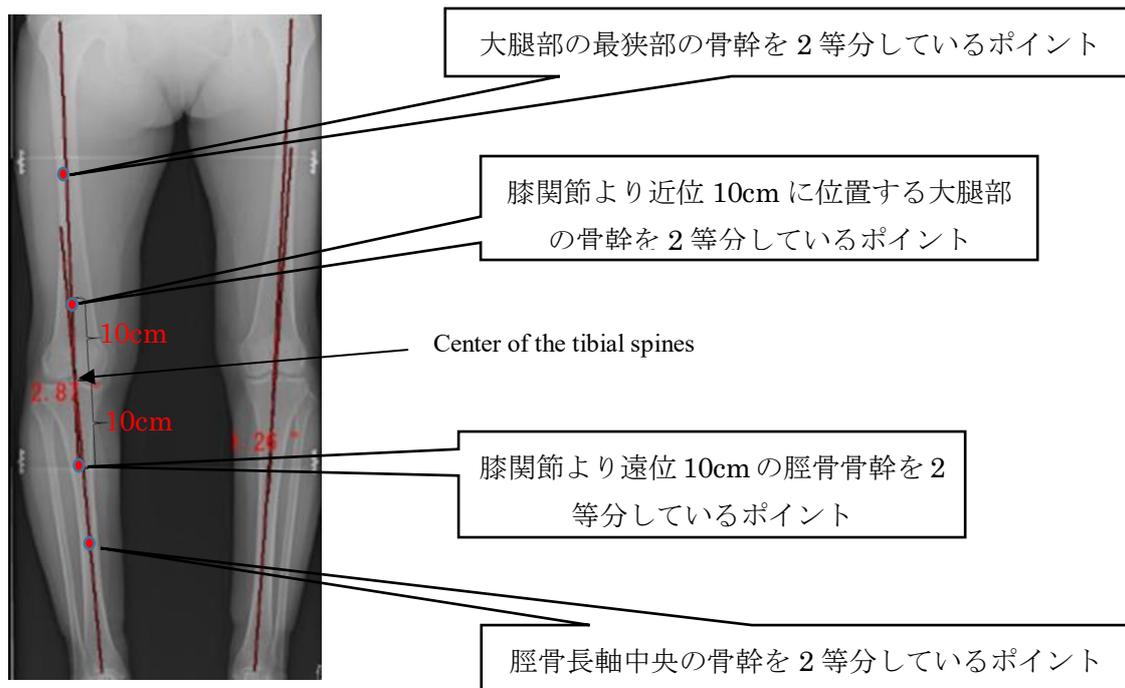


図 5.2 下肢全長の X 線撮影による FTA 計測法 (FTA-long)

一方で、自由下肢骨を解剖学的にみると、大腿の骨である大腿骨は近位骨端、大腿骨体および遠位骨端に区別され、下腿の骨である脛骨は近位骨端、脛骨体および遠位骨端に区別される[2](図 5.3).

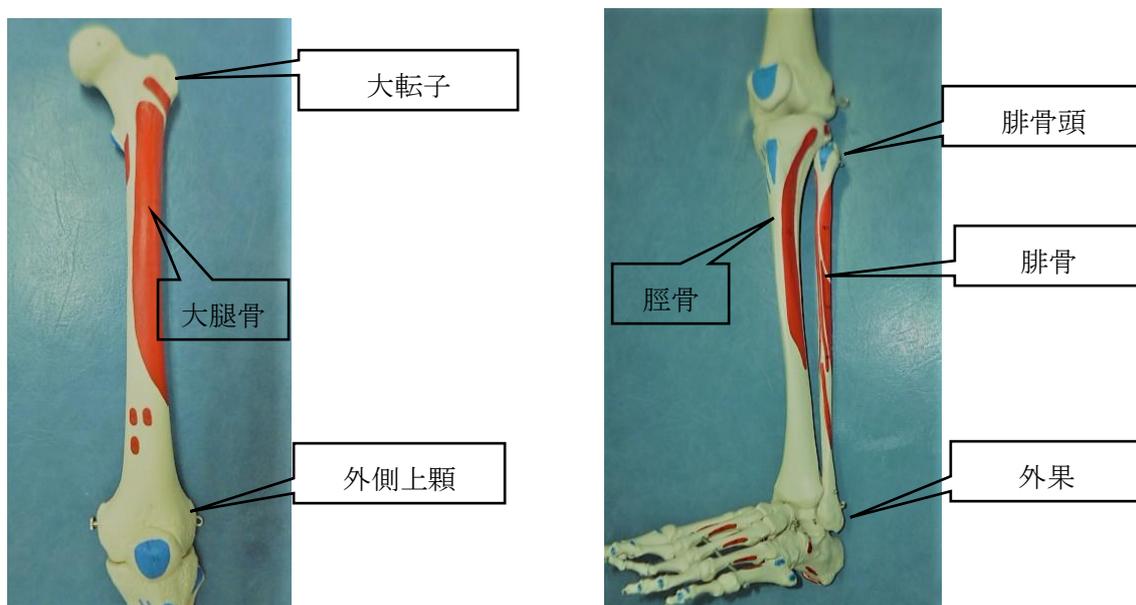


図 5.3 自由下肢骨

大腿骨の近位骨端には大転子があり、遠位骨端には外側上顆が存在する。臨床では、大腿長を計測する場合、大転子と大腿骨外側上顆が体表のランドマークとされているため[3]、大腿骨軸と大転子および大腿骨外側上顆を結んだ線は近似していると推測される。加えて大転子と大腿骨外側上顆は、触診により容易に確認できる[4]。図 5.3 をみると、脛骨と腓骨は隣接していることがわかる。解剖学的に脛骨と腓骨は並行すると定義されているため[3]、脛骨軸と腓骨頭および外顆を結ぶ直線は近似していると推測される。さらに腓骨の近位骨端にある腓骨頭および遠位骨端にある外顆は、触診により容易に確認できる[4]。

FTA-long は大腿骨軸と脛骨軸のなす外側角で表されるため、我々は大転子と大腿骨上顆を結ぶ直線が大腿骨軸と近似、腓骨頭と外顆を結ぶ直線が脛骨軸と近似しているとの推測のもと、それら 2 直線の交点と大転子、外顆の 3 点からなる外側角が FTA-long と相関を持つのではないかと仮説を立てた。また、大転子と大腿骨骨頭中心、外側上顆と膝関節中心、外果と距骨滑車中点の位置関係も近似していることから HKA と相関をもつのではないかと仮説を立てた。

これらの観点から、我々は大転子、大腿骨外側上顆、腓骨頭および外顆を下肢の特徴点、すなわちランドマークと規定した。そして、特徴点に取り付けたマーカの撮影画像から下肢のアライメントを評価する方法 AMI (Angle measurement method by image utilizing bony prominences) を提案した。本研究では、膝関節アライメントを確認するためのゴールドスタンダードと考えられている下肢全長での X 線撮影による解剖軸である FTA および機能軸である HKA と体表から計測する AMI の間の相関性について膝 OA 患者を対象に調査した。また、検者内・検者間の信頼性を調べることで、提案手法の再現性を調べた。

5.2 提案手法(AMI)

5.2.1 提案手法の概略とアルゴリズム

提案手法 AMI では、下肢の骨突起部のランドマークへマーカを貼付し、カメラで体表画像を撮影する。そしてテンプレートマッチングにより、体表画像上の 4 つのマーカを検出させる。マーカの検出後、大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線、腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線の交点を算出する。交点の算出後、大転子、交点および外顆の 3 点からなる外側角を算出する。算出された外側角と FTA を比較し、強い相関が認められ、かつ提案手法の再現性が認められたとき、提案する手法から算出された外側角は、下肢のアライメントを評価する指標となりうると考える。さらにカメラで撮影した体表画像から下肢のアライメントを評価するため、被検者は被ばくを伴うことなく、非侵襲的な計測が可能である。なお、下肢のアライメントを評価するシステ

ムは LabVIEW 2014(National Instruments Japan Corporation)にて作成している。

以下に, AMI による下肢のアライメントを評価するまでの 3 つの過程(図 5.4)を示す。

1) ランドマークへマーカを貼付

ランドマークは大転子, 大腿骨外側上顆, 腓骨頭および外顆である。

2) 体表画像の撮影

カメラは, ランドマークへ貼付したマーカが一律に撮影できるように, 被検者から 1.0m 離れた場所にカメラを配置する。さらに被検者は X 線撮影法による計測条件と同じにするため, 被検者の両足間に 0.1m 幅の板を挟んだ立位姿勢とする。

3) 画像処理による外側角の算出

テンプレートマッチングにより, ランドマークへ貼付したマーカを検出させる。大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線, 腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線から 2 直線の交点を算出する。そして大転子, 2 直線の交点および外顆の 3 点からなる膝関節の外側角を算出する。

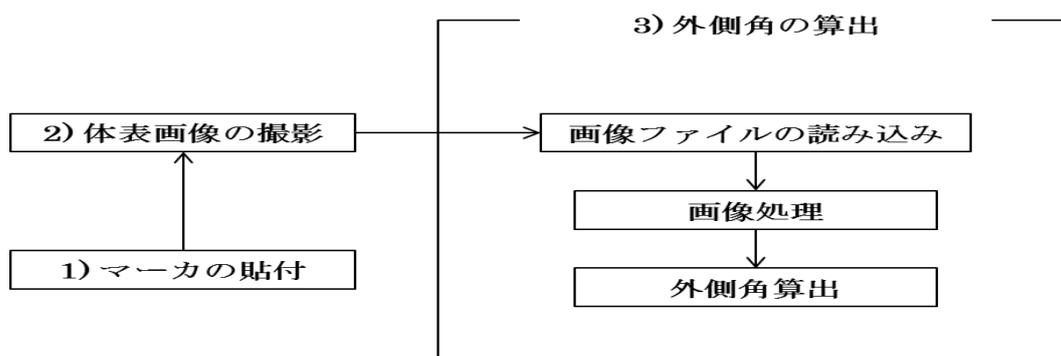


図 5.4 AMI による下肢のアライメントを評価するまでの 3 つの過程

次に, 外側角を算出するためのアルゴリズムを示す(図 5.5). アルゴリズムの各論については, 次節以降で詳細に述べる。

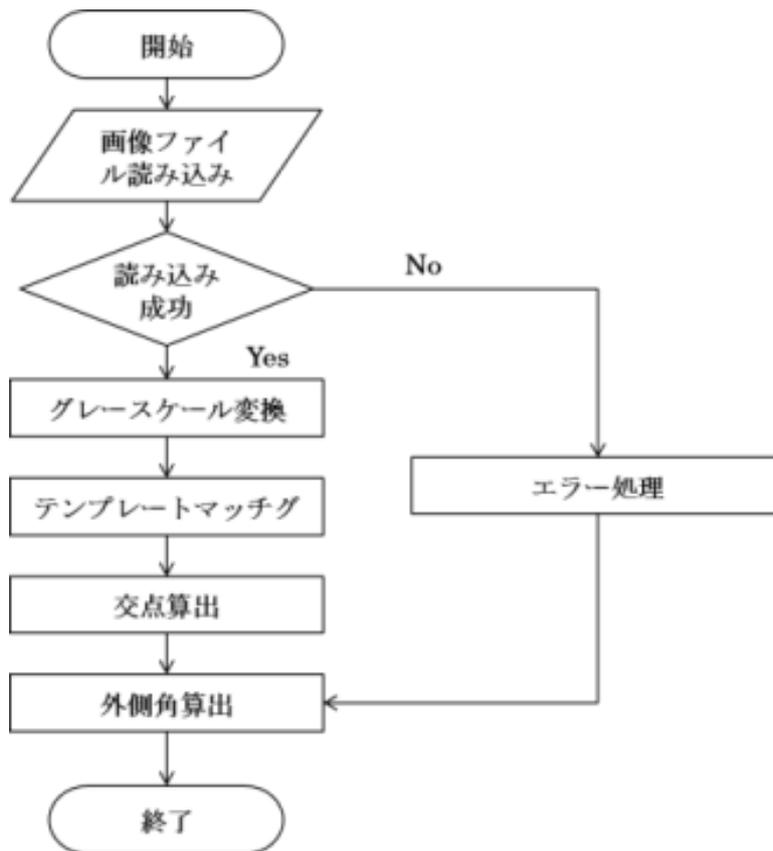


図 5.5 AMI による外側角計測のアルゴリズム

5.2.2 画像のグレースケール変換

グレースケール変換とは、画像中のピクセルを白から黒に渡る複数個の輝度値により表現し、色情報を含まない画像へと変換することである[5]。カメラで撮影した体表面像はカラー画像、すなわち三原色 RGB の組み合わせで表現される画像であり、高速に処理を実行する[6]ため、カラー画像をグレースケールに変換した(図 5.6)。

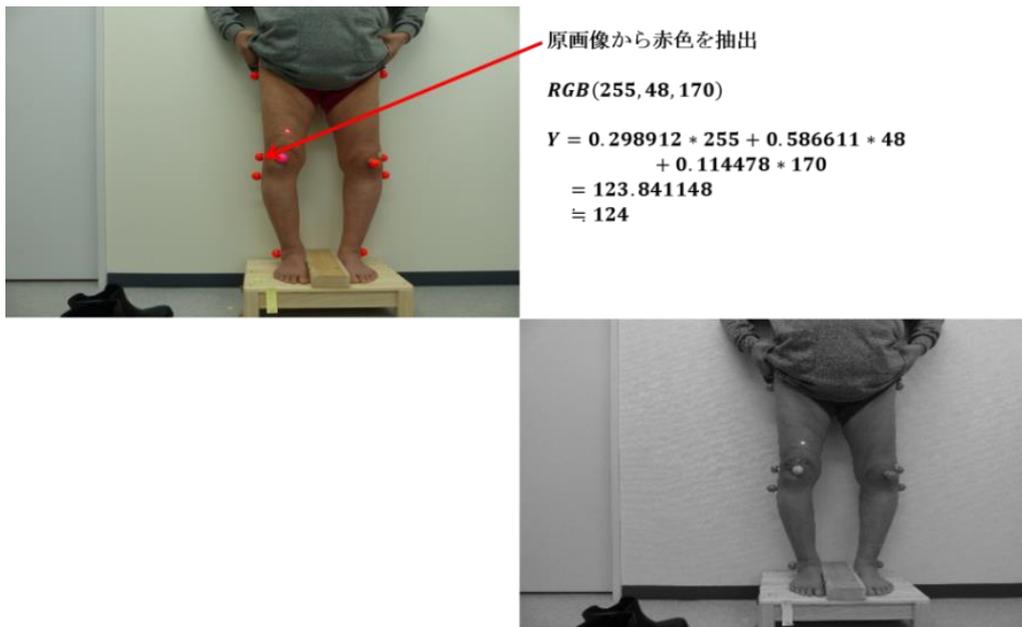


図 5.6 グレースケール変換例

本手法では画像をグレースケール化するために NTSC(National Television System Committee)加重平均法を用いた。NTSC 加重平均法はピクセルを構成する三原色の輝度値 RGB の重みづけ平均を求める手法である。なお、計算式の重みづけ係数は、国際電気通信連合の規格に基づいている。

式 5.1 に、NTSC 加重平均法によるグレースケール変換式を示す。

$$Y = 0.298912 * R + 0.586611 * G + 0.114478 * B \quad (5.1)$$

5.2.3 テンプレートマッチング

画像認識の手法であるテンプレートマッチングは、入力画像(対象画像)とテンプレート画像を重ね合わせるにより比較照合し、両者が一致しているかどうかを判定[7]する。両者が一致しているかを判定するには、正規化相互相関(Normalized Cross-Correlation)を用いる[6]。すなわち両者の類似性を評価する正規化相互相関の値から、類似性が最大となる点を探索することで特定の認識が行われる(図 5.7)。

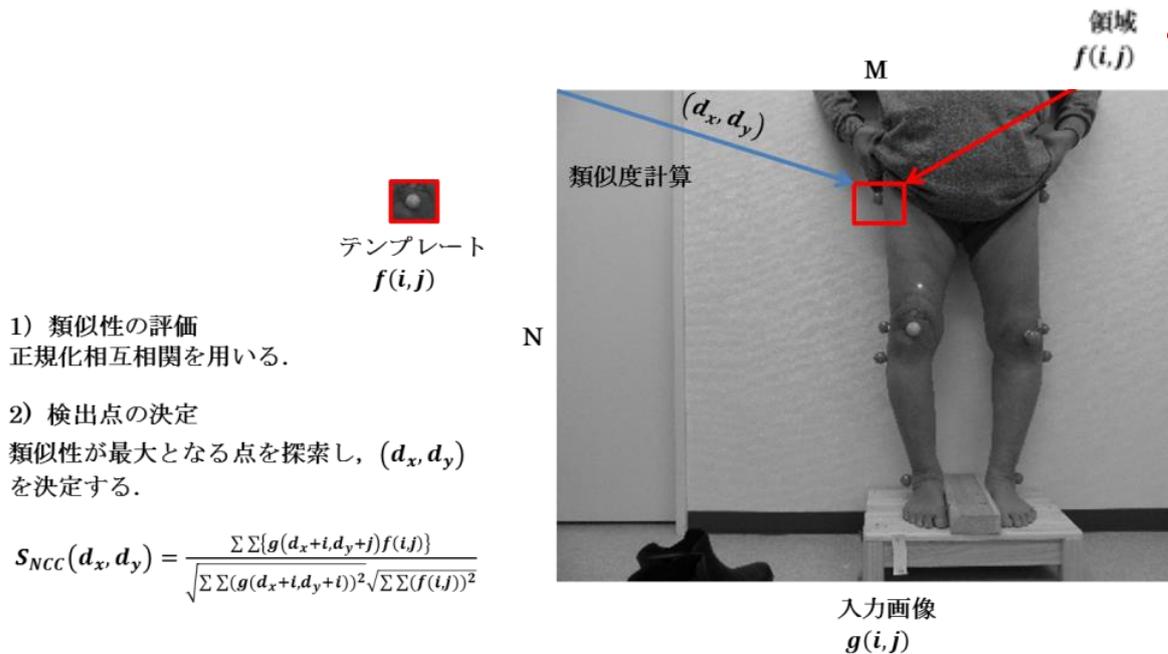


図 5.7 テンプレートマッチングの概要

相互相関係数の計算式を式 5.2 に示す. この式において, $f(i,j)$ はテンプレート画像のピクセル値と関心領域(Region of Interest:以下, ROI)のピクセル値である. $g(i,j)$ は入力画像のピクセル値, (d_x, d_y) はテンプレート画像と入力画像の類似性が最大となる点を検索し, 算出される値であり, $S_{NCC}(d_x, d_y)$ は相互相関係数と呼ばれる.

$$S_{NCC}(d_x, d_y) = \frac{\sum \sum \{g(d_x+i, d_y+j)f(i,j)\}}{\sqrt{\sum \sum (g(d_x+i, d_y+j))^2} \sqrt{\sum \sum (f(i,j))^2}} \quad (5.2)$$

相互相関係数の値は-1 から 1 の範囲をとる. 相互相関係数の値が-1 の場合, 2つのデータ間には強い負の相関(一方が増えると他方が減る)があり, 0 の場合は無相関である. 1 の場合は強い正の相関(一方が増えると他方も増える)があると判断され, 類似性は高い. 強い負の相関がある場合, 部分領域とテンプレート画像のどちらか一方のピクセル値を反転させると正の相関となる[7].

AMI では上記の原理に基づいて, マッチングを実行する. また, 使用するテンプレート画像は体表画像上のマーカであり, テンプレート画像と入力画像はともにグレースケール変換した画像を扱う.

5.2.4 交点および外側角の算出

テンプレートマッチングにより、ランドマークへ貼付した4つのマーカを検出させ、大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線、腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線の交点を算出する。具体的には、マッチングが実行されたときにメモリへ保存される配列データをもとに交点を算出する。メモリには、認識されたマーカのピクセル位置(Position)が保存される(図 5.8)。

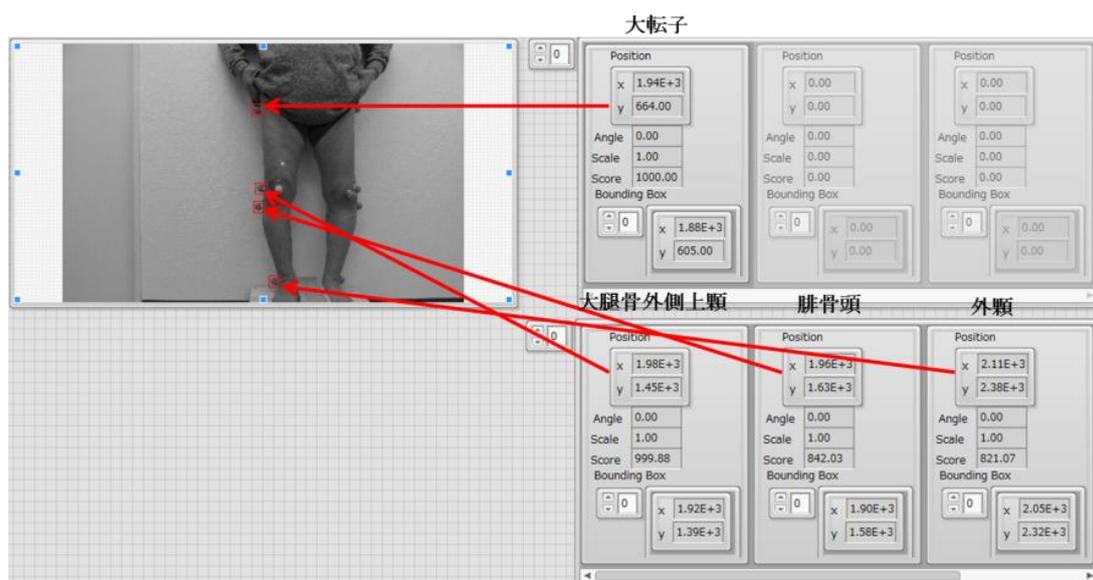


図 5.8 メモリに格納される配列データ

これらマーカのピクセル位置から、大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線、腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線を算出する。直線の交点を算出後、大転子、交点および外顆からなる3点の外側角を算出する。具体的には、内積を求めた後、外側角を算出する(図 5.9)。

以下に、AMI使用するプログラムの外側角算出の実行例を示す(図 5.10)。

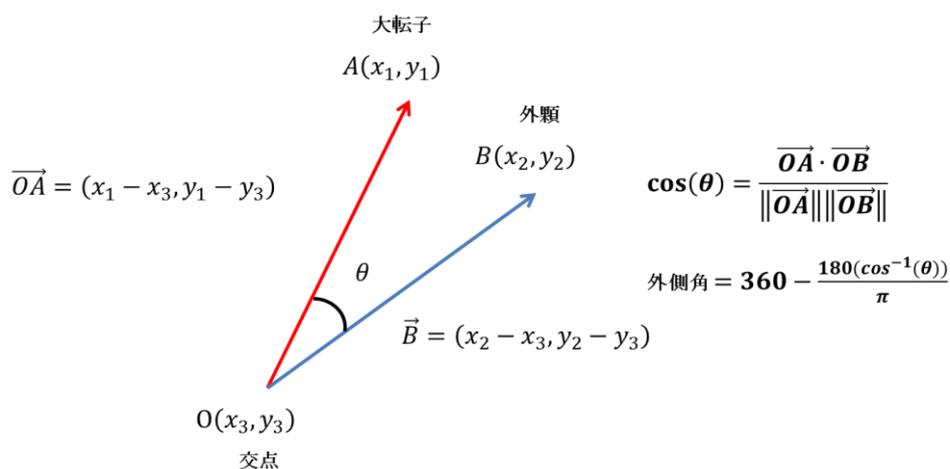


図 5.9 外側角の算出

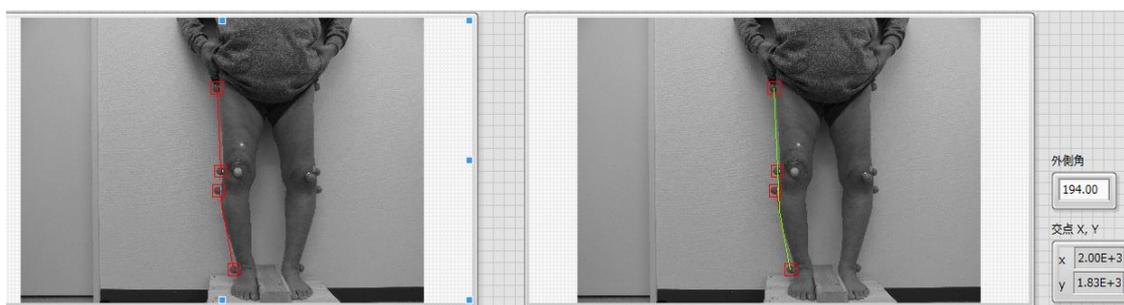


図 5.10 外側角算出の実行例

5.3 X線撮影法

X線撮影による撮影方法は左右の下肢の前後方向で行った。被検者は裸足で足部の間に0.1mの板を挟んで、両側均等な荷重での立位姿勢とした。両側均等な荷重は予め体重計に載り、両下肢への均等な荷重(体重配分は体重の1/2の±3kg以内)を確認した後、X線撮影を行うこととした。X線撮影には、カセット14×42インチ(0.356m×1.067m)を使用、X線管はカセットからの2.40mの距離を保ち、撮影時の設定は(12.5mAS, 58KV, 32sec, 400mA)が適用され、エックス線は脛骨粗面に直面するように設定した[8]。撮影後に、解剖軸として、FTA-longとFTA-short、機能軸として、HKAが解析された。X線画像処理と計測においては、EV Insite DICOMビューアーソフトウェア(PSP株式会社)を使って行われた。

5.4 提案手法の有効性評価

5.4.1 提案手法の評価方法

荷重全下肢 X 線撮影での解剖軸と機能軸と，体表から計測する AMI との間の相関性について膝 OA 患者を対象に調べた．また，臨床で良く用いられているゴニオメーター法から算出された外側角と FTA の比較も併せて行った．AMI と FTA の相関およびゴニオメーター法と FTA の相関を比較し，提案手法が広い臨床応用へ適応できるかを調べた．FTA においては，FTA-short および FTA-long の両方で比較検討を行った．

5.4.2 マーカと撮影装置および撮影環境

被検者は，両側下肢に均等に荷重するように，あらかじめ体重計にのって均等な荷重配分の感覚をつかんでから立つことにした．両下肢それぞれの体重配分は X 線撮影同様，体重の 1/2 の $\pm 3\text{kg}$ 以内とした．次に被検者は X 線撮影による立位姿勢と統一するために，0.1m 幅の板を両足部内側に挟んで立った．下肢のアライメントを評価するため，下肢の特徴点へ直径 25mm のマーカを貼付した．マーカの貼付は理学療法士の資格を有する検者が実施した．その後，カメラ(PowerShot SX500 IS，画素数:1600 万画素，焦点距離:4.3(W) - 129.0(T)mm (キヤノン社))を用いて，部屋の照明を付けてから体表画像を撮影した(図 5.11)．また，カメラのレンズ中央から 0.065m 上方にレーザポインタ(レッドレーザー X330R，本体サイズ : $\phi 23 \times 146\text{mm}$ (GIGA LASER 社))を搭載し，レーザを膝蓋骨中心より上方 0.065m の場所に向けることで，カメラレンズの位置が膝蓋骨正面になるように工夫した．



図 5.11 体表画像

カメラは、ランドマークへ貼付したマーカが一律に撮影できるように、被検者から 1.0m 離れた場所に配置した。図 5.12 の黄色い四角形は板を示し、赤い四角形はレーザポインタを示す。

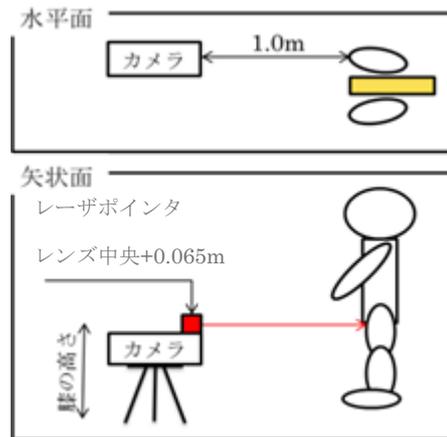


図 5.12 撮影環境の概略

5.4.3 被検者

被検者は、両膝 OA の診断を受け、定期的に整形外科に通院している 21 名の合計 39 肢であった。全ての被検者は膝 OA のため、病院で定期的に診察を受けており、下肢全長の X 線撮影が実施されていた。

なお、本研究は昭和伊南総合病院および辰野病院における生命倫理委員会に承認され、自由意思での研究への参加を確認した後、計測を実施した。

以下に、被検者の属性(表 5-1)と K/L 分類を示す(表 5-2)。

表 5-1 被検者の属性

Variables	Values
年齢, mean ± SD	73.76 ± 8.08
身長(m), mean ± SD	1.50 ± 0.09
体重 (kg) , mean ± SD	53.20 ± 11.48
Body mass index, mean ± SD	23.42 ± 3.81
性別, 男:女	0:21
下肢, 右:左	19:20

表 5-2 被検者の K/L 分類

K/L 分類による重症度*(%)	
Grade I	0(%)
Grade II	33.3(%) 13 肢(右 6 肢 : 左 7 肢)
Grade III	41.0(%) 16 肢(右 10 肢 : 左 6 肢)
Grade IV	25.6(%) 10 肢(右 3 肢 : 左 7 肢)

*膝 OA の進行度の分類は [9]に従って行った.

5.4.4 統計処理

AMI と X 線写真測定との相関をピアソンの積率相関係数で解析した. 相関係数 0.41~0.60 は moderate agreement (以下,「中等度の相関」)があるとみなされ, 0.61~0.80 は substantial agreement (以下,「強度の相関」)があるとみなされ, 0.81 を超える値は almost perfect agreement (以下,「ほぼ完全な相関」)とみなされた[10]. 有意水準が 0.01 未満のものを有意とした. また, K/L 分類別での個体差平均を出し, さらに K/L 分類別での AMI と X 線写真測定との相関をピアソンの積率相関係数で解析した.

AMI による計測精度においては, Root Mean Squared Error (RMSE)を算出し, 真値からの平均化された誤差の程度を調べた. RMSE においては, 0 に近いほど見積もられる誤差が小さいこととする.

5.4.5 結果

被検者 39 肢の HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸)のそれぞれの計測値は 186.73° ($\pm 7.62^{\circ}$) と 180.72° ($\pm 7.30^{\circ}$)であり, 全体として内反膝変形の程度は強いものであった(表 5-3).

相関の分析においては, ほぼ完全な相関が, AMI と機能軸 (HKA), AMI と解剖学的な軸 (FTA-long) との間にみられた ($r=0.937$, $r=0.900$) (図 5.13.1, 図 5.13.3). AMI と機能軸との間では, 最も強い相関が認められた ($r=0.937$, $P<0.001$) (図 5.13.1). X 線撮影法のそれぞれ解剖学的な軸 (FTA-long) と機能軸 (HKA) においてもほぼ完全な相関が認められた ($r=0.932$) (図 5.13.2). (FTA-long)とゴニオメーター法においては, ほぼ完全な相関は認められなかったが, 強度の相関 ($r=0.737$, $P<0.001$) が認められた. 中等度な相関は解剖学的な軸(short views)と機能軸, 解剖軸(FTA-short)と AMI の間で認められた. 解剖軸(FTA-short)と AMI が相関係数 0.544 であった. 最も弱い相

関は(FTA-short)とゴニオメーター法であり、相関係数 0.485 であった(表 5-4).

表 5-3 全被検者の HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による計測値

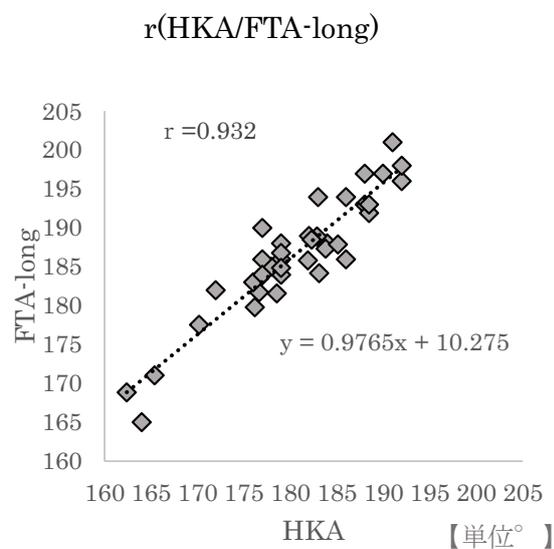
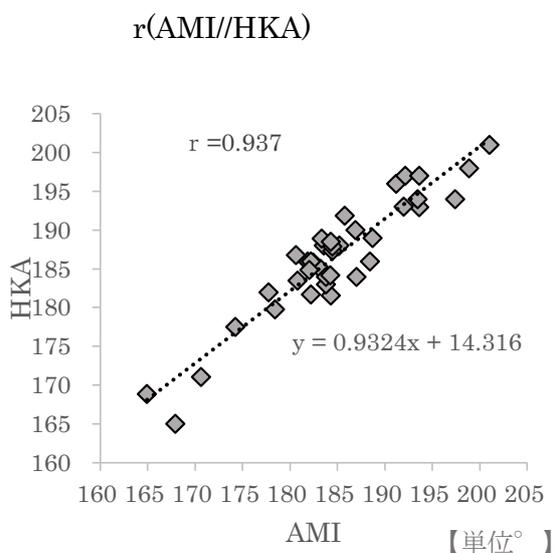
K/L 分類	HKA	FTA-long	AMI	FTA-short
Grade II - IV (n=39)	186.73 ±7.62	180.72 ±7.30	184.83 ±7.62	179.67 ±6.73

【単位°】

表 5-4 下肢アライメント計測：HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), FTA-short(膝関節のみの X 線撮影), AMI(提案手法)による相関関係による比較

r(AMI/ /HKA)	r(HKA/ FTA-long)	r(AMI/ FTA-long)	r(Goniometry /HKA)
0.937	0.932	0.900	0.757

r(Goniometry /FTA-long)	r(HKA/ FTA-short)	r(AMI/ FTA-short)	r(Goniometry /FTA-short)
0.737	0.624	0.544	0.485



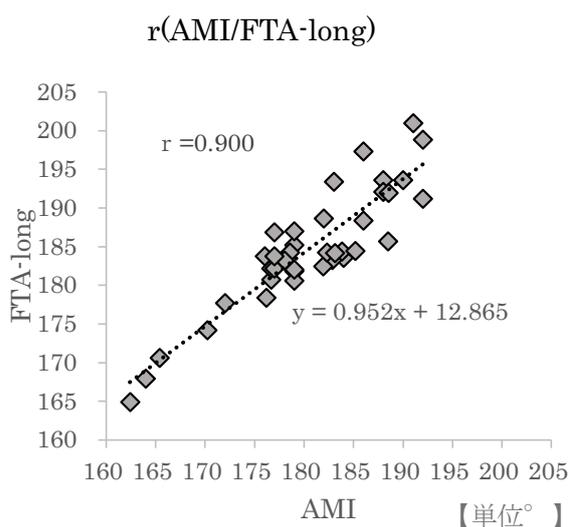


図 5.13 全被検者の HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)の相関図

K/L 分類別での HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による計測値は K/L 分類の grade が強くなる程, HKA および FTA-long の内反膝の変形の程度が強くなる傾向となった(表 5-5).

表 5-5 K/L 分類別の HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による計測値

K/L 分類	HKA	FTA-long	AMI
Grade II (n=13)	184.20 ± 5.68	177.27 ± 5.34	182.14 ± 5.34
Grade III (n=16)	186.99 ± 6.98	181.80 ± 7.17	184.86 ± 7.59
GradeIV (n=10)	189.60 ± 10.11	183.50 ± 8.56	188.29 ± 9.11

【単位°】

K/L 分類別の相関の分析においては, どの grade においても, ほぼ完全な相関が, AMI と機能軸 (HKA), AMI と解剖学的な軸 (FTA-long) との間にみられた(表 5-6, 5-7, 5-8). AMI と機能軸(HKA)の間では, 全ての grade において相関係数(r=0.9) 以上が認められた(表 5-6, 5-7, 5-8).

K/L 分類(Grade II)においては, HKA と,AMI との相関が最も強く, ほぼ完全な相関が見られた (r=0.920) (図 5.14.1). FTA-long と AMI, HKA と FTA-long との間にもほぼ完全な相関が認められた (いずれも r=0.842) (図 5.14.2, 図 5.14.3)(表 5-6).

表 5-6 K/L 分類(Grade II) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による
 相関関係による比較

r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
0.920	0.825	0.842

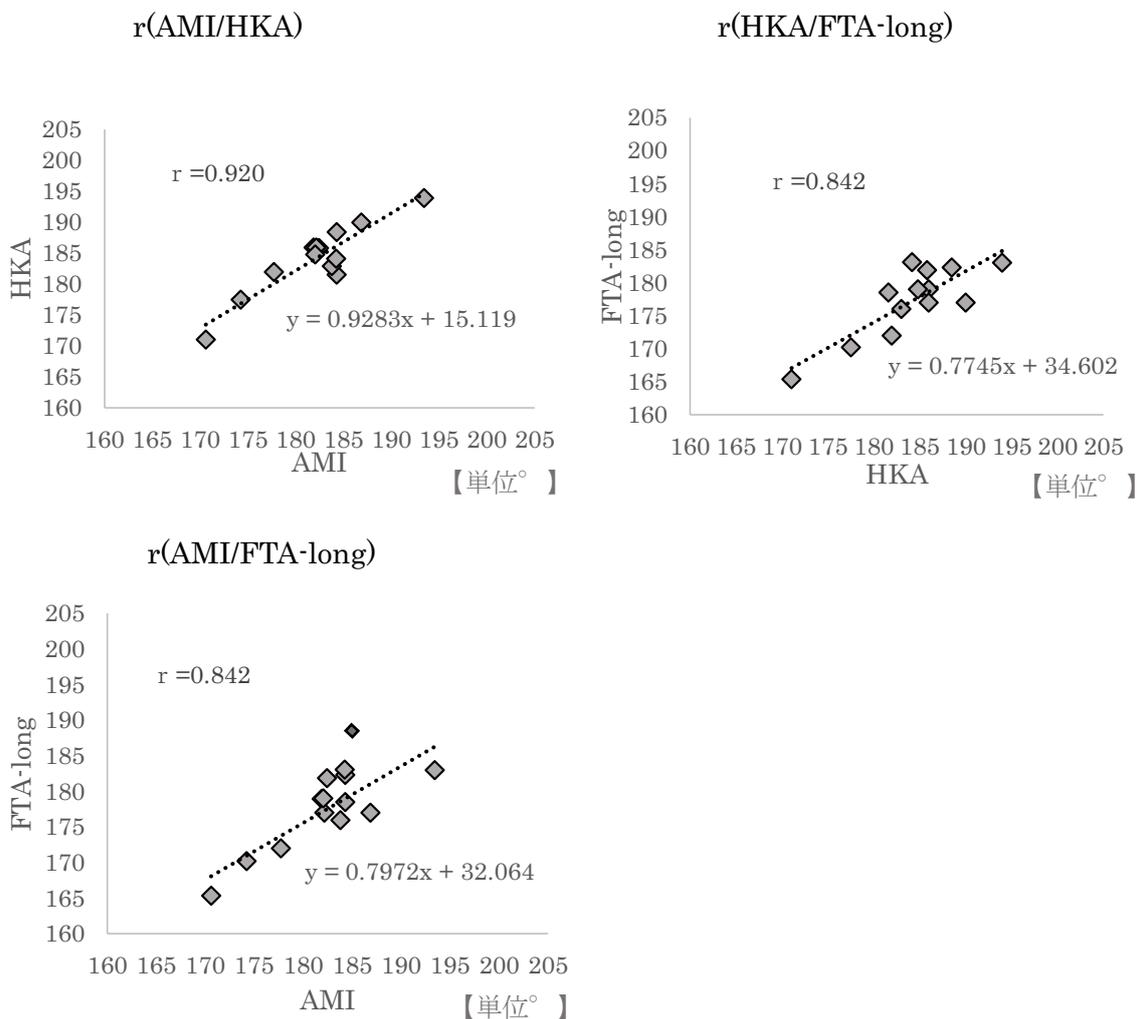


図 5.14 HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)の相関図

K/L 分類(GradeIII)の HKA と AMI, FTA-long と AMI, HKA と FTA-long との相関では, 全てにおいて相関係数 0.9 以上の値が認められた(図 5.15.1, 図 5.15.2, 図 5.15.3) (表 5-7).

表 5-7 K/L 分類(GradeⅢ) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による
相関関係による比較

r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
0.930	0.954	0.933

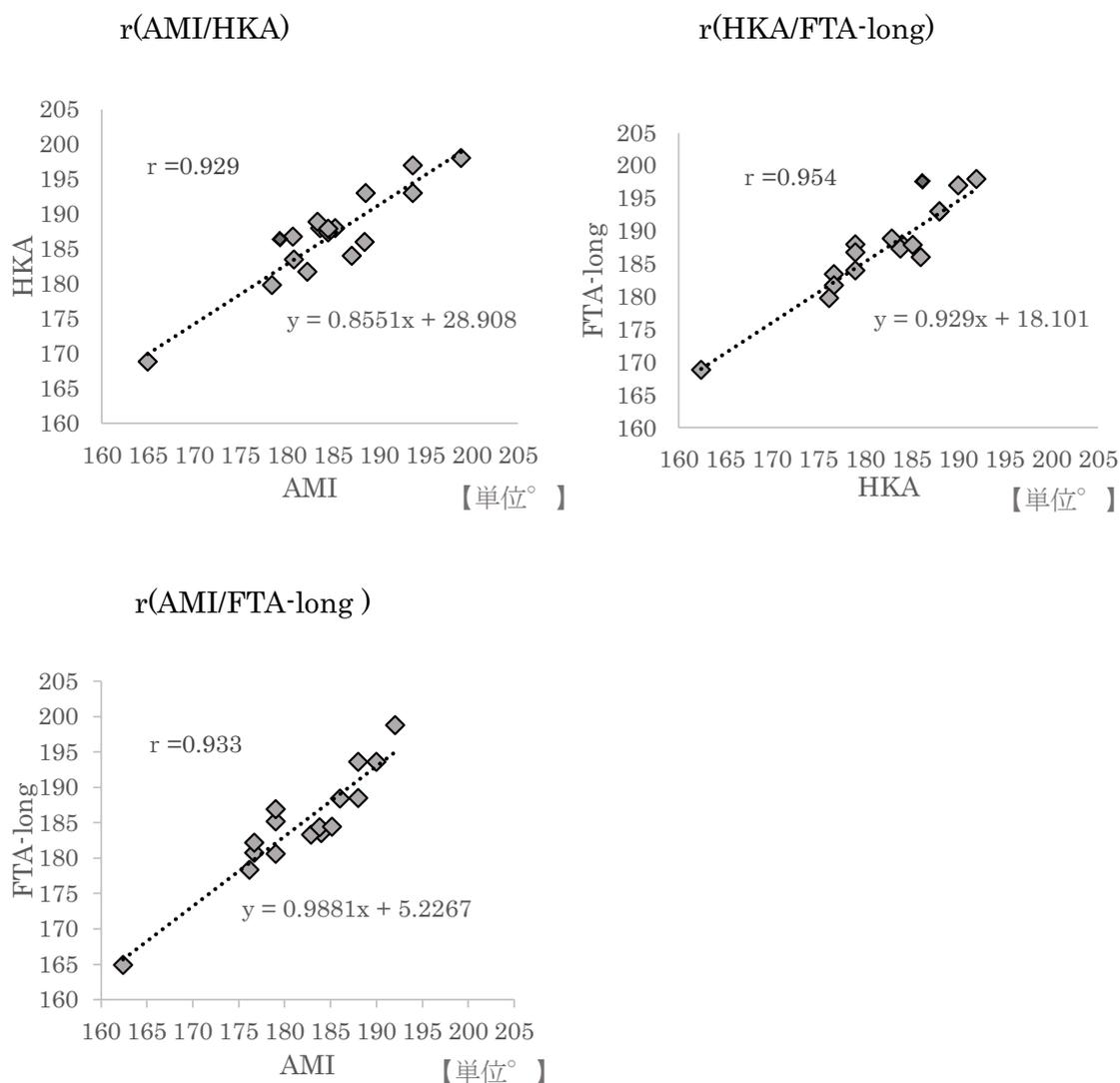


図 5.15 HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)の相関図

K/L 分類(GradeⅣ)の HKA と AMI, HKA と FTA-long との相関においては, 相関係数 0.9 以上の値が認められた(図 5.16.1,図 5.16.2) (表 5-8). FTA-long と AMI の相関においても強い相関が認められた ($r=0.881$) (図 5.16.3).

表 5-8 K/L 分類(GradeIV) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による
 相関関係による比較

r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
0.950	0.969	0.881

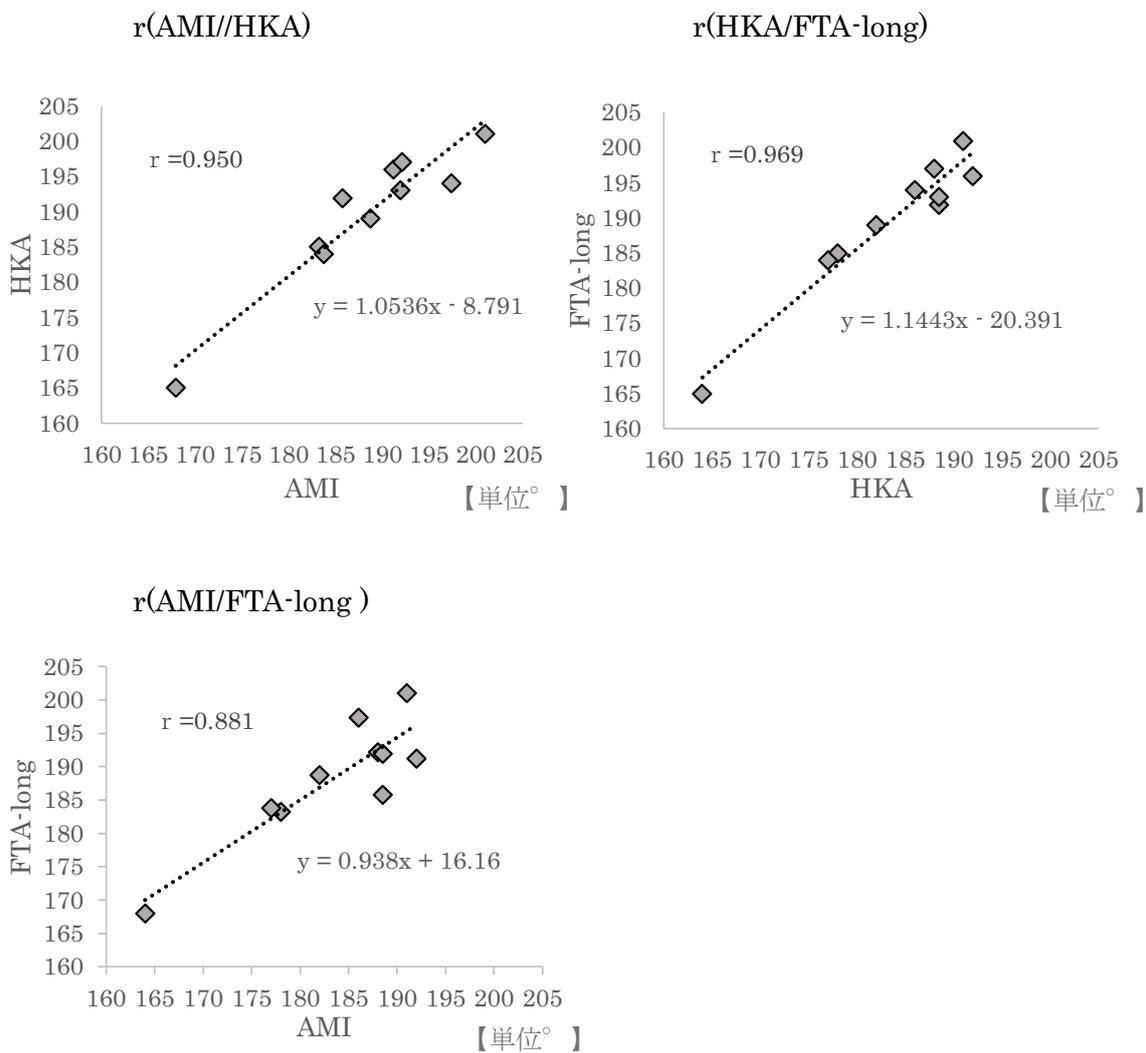


図 5.16 HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)の相関図

全被検者での下肢アライメント計測における AMI と HKA(機能軸), AMI と FTA-long(解剖軸)の決定係数はいずれも 0.8 以上と高い値を示した(表 5-9). また, AMI と HKA(機能軸)の決定係数においては, 全ての K/L 分類別 grade において, 0.8 以上と高い値となった(表 5-10, 表 5-11, 表 5-12).

表 5-9 下肢アライメント計測 : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), FTA-short(膝関節のみの X 線撮影), AMI(提案手法)による決定係数による比較

計測方法	r(AMI/ HKA)	r(HKA/ FTA-long)	r(AMI/ FTA-long)	r(Goniometry/ HKA)
決定係数(R ₂)	0.879	0.869	0.810	0.573

計測方法	r(Goniometry /FTA-long)	r(HKA/ FTA-short)	r(AMI/ FTA-short)	r(Goniometry/ FTA-short)
決定係数(R ₂)	0.543	0.390	0.296	0.236

表 5-10 K/L 分類(Grade II) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による決定係数による比較

計測方法	r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
決定係数(R ₂)	0.846	0.681	0.709

表 5-11 K/L 分類(Grade III) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による決定係数による比較

計測方法	r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
決定係数(R ₂)	0.864	0.910	0.871

表 5-12 K/L 分類(Grade IV) : HKA(機能軸), FTA-long(解剖軸), AMI(提案手法)による決定係数による比較

計測方法	r(AMI/HKA)	r(HKA/FTA-long)	r(AMI/FTA-long)
決定係数(R ₂)	0.902	0.939	0.777

X線撮影による FTA と HKA の差から RMSE を算出した。対象として FTA と AMI の誤差による RMSE の左右平均値は 5.18° であり、HKA と AMI の誤差による RMSE の左右の平均値は 3.26° となった。機能軸である HKA より解剖軸である FTA の方が RMSE は大きくなる傾向にあった(表 5-9)。また、FTA の最大計測範囲(180°)に対する RMSE の平均比率は 0.029、HKA の最大計測範囲(180°)に対する RMSE の平均比率は 0.018 であった。

表 5-13 RMSE による比較(FTA-long-/HKA と AMI)

RMSE(右 FTA-long-右 AMI)	4.36
RMSE(左 FTA-long-左 AMI)	6.00
RMSE(右 HKA-右 AMI)	3.53
RMSE(左 HKA-左 AMI)	2.99

【単位°】

5.4.6 提案手法の有効性に対する考察

今回、我々が開発した荷重位での新たな膝関節アライメント計測法である AMI は、下肢全長による X線画像における機能軸 HKA と解剖学的な軸 FTA-long の両方とも相関性は強くあった ($r=0.937$, $r=0.900$)。このことは、本法と下肢全長による X線撮影法の間で得られた結果は類似しており、本法が信頼性の高い体表からの計測方法であることが示唆された。下肢全長による X線撮影法は、下肢アライメントを知るうえで最も正確に計測できる手法であることから[11][12]、ほぼ完全な相関が AMI と機能軸 (HKA)、解剖学的な軸 (FTA-long) の間に認められたこの結果より、AMI が下肢全体の骨アライメントを正確に表していると考えられる。

一方、AMI と FTA-short の相関性は AMI と FTA-long と比較して妥当な予測因子ではないことが明らかになった。また、ゴニオメーター法と FTA-short の相関においても FTA-long と比較して妥当な予測因子ではないことが明らかになった。

一般的に FTA は膝関節のみにフォーカスした FTA-short で測定されるが、骨の解剖軸を定義するには限界があるとされている[11][12]。FTA-short では解剖軸および機能軸の測定の場合、とりわけ大腿骨の近位あるいは遠位の変形を予測するのは困難であるといえる[13]。そのため、内反股など内反の骨アライメント不良の存在は見逃される可能性がある。さらに FTA-long での下肢全長による機能軸と解剖軸の下肢アライメント計測は FTA-short と比較してエラーが少ないという過去の研究結果を踏まえると[14]、AMI は膝関節だけにフォーカスした X線撮影法 (FTA-short) より下肢アライメント

全体を正確に反映しているものと思われる。また、AMI と荷重軸を反映している機能軸である HKA においてもほぼ完全な相関があったことは、AMI は膝関節面における力学的ストレスをより反映している評価法であると考えられる。AMI との相関において、FTA-long より HKA との相関が良い結果となった理由として、AMI のランドマークである大転子、大腿骨外側上顆、外果、が、HKA の計測ポイントの股関節、膝関節、足関節の中心との距離が近かったことが考えられる。また、AMI のランドマーク間を直線に置き換えて計測したことは、大腿部や脛骨の湾曲による変形などに左右されない HKA との計測法と近似していたことが原因であると考えられる。

過去の研究と比較しても Hinman[15]らは機能軸との間に、キャリパー法、傾斜による計測法は相関性が高かったと示しているが ($r=0.76$, $r=0.80$)、AMI はこれらにとって代わる機能軸を反映した測定法になり得る可能性がある。また臨床的に医療従事者が最も使用するゴニオメーターによる計測においては、Kraus[16]によるゴニオメーターを用いた X 線撮影法による機能軸、解剖軸 (FTA-long) の比較した結果とほぼ同じ結果となった。本研究での AMI と FTA-long、ゴニオメーターと FTA-long の比較では、AMI がゴニオメーターより FTA-long との相関の強いことが示唆された ($r=0.932$, $r=0.737$)。この結果より AMI がゴニオメーターより有効な測定法になり得る可能性があると考えられる。

K/L 分類別においては、grade II から grade IV になるに従い、HKA で 5.4° 、FTA-long で 6.2° 膝内反の変形程度が強くなる。しかし、変形の膝内反の変形程度に変化にも関わらず、相関の分析においてはどの grade においても、ほぼ完全な相関が AMI と HKA、AMI と FTA-long との間にみられた。このことは、AMI が膝内反の変形が著変ではない、膝 OA 初期段階 (grade II) における被検者の X 線撮影法による機能軸、解剖軸を反映した計測であることが示唆された。

決定係数による比較においては、全被検者での下肢アライメント計測における AMI と HKA (機能軸)、AMI と FTA-long (解剖軸) の決定係数はいずれも 0.8 以上と高い値を示した。また、AMI と HKA (機能軸) の決定係数においては、全ての grade において、0.8 以上と高い値となった。このことは、AMI と X 線撮影法による HKA (機能軸) との回帰式の高い当てはまりの良さを表しており、AMI は計測誤差の少ない分析精度の高い計測法であると考えられる。

AMI の臨床応用においては、現在最も臨床に使用されているゴニオメーターとの比較において、AMI と HKA の決定係数 ($R_2=0.846$) に対して、ゴニオメーターと HKA の決定係数 ($R_2=0.573$) であり、AMI がゴニオメーターに代わる得ることのできる計測法であると考えられる。しかし、K/L 分類 (Grade II) においては、AMI と FTA-long の決定係数は 0.8 を下回る結果 ($R_2=0.709$) であり、ゴニオメーターと FTA-long の決定係数 ($R_2=0.543$) より高い値ではあるが、AMI と HKA の決定係数 ($R_2=0.846$) と比較して低い値となった。AMI と FTA-long との回帰式において一番大きな外れ値を X 線写真で確認すると、大

腿骨内弯が強いことが確認された。FTA-long による計測は大腿骨内弯に大きく左右されることから、大腿骨内弯が強いと思われる症例においては、計測誤差が出る可能性があると考えられるが、体表から大腿骨の内弯を見抜くことは困難なため、今後このような症例に対する対策を検討することが必要であると考えられる。

RMSE による結果は、FTA-long と AMI の誤差による RMSE の平均 5.18° より HKA と AMI の誤差による RMSE の平均 3.26° の方が誤差は小さく、精度が高いことが分かった。HKA の精度が高く計測できた原因は、AMI に対して HKA の方が FTA-long より相関が高かった理由と同じことが考えられる。また、HKA と AMI の誤差による RMSE の平均 3.26° の値の臨床における実用性については、人工膝関節前置換術 (total kneearthroplasty ; TKA) と理学療法士が臨床で行うゴニオメーターによる計測を例に以下に考察する。

TKA は、膝 OA の末期の膝関節障害に対し変性した大腿骨と脛骨の骨軟骨を切除し金属製の人工関節コンポーネントを挿入して、拘縮した軟部組織バランスと下肢のアライメントを調整する手術である[17] [18]。しかし、TKA は大腿骨や脛骨の骨切り誤差や膝関節の軟部組織バランスの調整など技術的に熟練を要する手術であり、コンポーネントの設置位置のずれなどが生じるため、設置角度 3° 以上の誤差を 10-30% の症例に認めると報告されている[19] [20] [21] [22] [23]。これは、言い換えると、3 度程度の誤差があっても再手術を行うことはなく、手術によるアライメント調整において 3 度程度の誤差は許容範囲とされていると言える。また、臨床において理学療法士が通常下肢アライメント計測や関節可動域検査を行うのに使用するゴニオメーターは、「通常は 5 度刻み」であり、関節可動域においては、5 度の誤差を許容していることを踏まえると[24]、AMI による計測誤差は十分臨床に耐えうる計測方法であると考えられる。

5.5 提案手法の信頼性評価

我々が提案する手法では、下肢のランドマークヘマーカを貼付する必要がある。そのため複数の検者が同一の被検者にマーカを貼付した場合、評価のばらつきが存在する可能性がある。そこで検者内・検者間の信頼性、すなわち級内相関係数 (ICC : intraclass correlation coefficients) を求めることで提案手法の信頼性を検討する。級内相関係数 (ICC) は各検者が測定した被検者の膝関節の角度のデータより求め、検者内信頼性 ICC (1,1) と検者間信頼性 ICC (2, 1) を検証した。検者内信頼性では、測定を被検者 1 名に 5 回実施し、検者間信頼性では、測定を被検者 1 名に対し 1 回とした。マーカと撮影装置および撮影環境は前述の方法と同様である。また、参考データとして、今回理学療法士 2 名が 11 名の左右下肢に対してゴニオメーターによる計測法を行った時の検者間信頼性 ICC (2, 1) を用いた。

5.5.1 被検者

AMIによる被検者は、下肢の変性や外傷、関連既往歴のない男子大学院生5名(平均年齢 23.8 ± 0.2)である。ゴニオメーター法による被検者は膝OAの既往がある11名の患者(平均年齢 74 ± 9.4)である。

5.5.2 実験手順

AMIによる信頼性評価の検者は2名であり、解剖学的な知識を有さない。そのため計測を行う前に、理学療法士による事前訓練を行った。事前訓練内容は大転子、大腿骨外側上顆、腓骨頭および外顆の触診法を中心に説明を行った。説明には実際に骨突起部に触れてもらい、マーカの張り付け位置の確認を行った。説明時間は10分程度である。対象は10下肢である。計測回数は同一の被検者に対して5回である。理学療法士によるゴニオメーター測定法による検者間信頼性は11名を対象にして、左右の下肢の計測を1回行った。

5.5.3 結果

2人の検者が10下肢に対して計測したときのAMIによる検者内信頼性のICCはそれぞれ、0.88と0.81であった。また、検者間信頼性は0.81であった(表5-10)。測定時間は初回測定から2回目の測定になるにつれて測定にかかる時間やバラつきが減少した(表5-11)。さらに理学療法士によるゴニオメーターの検者間信頼性は(右:0.72)(左:0.76)であった(表5-12)。

表 5-14 AMIによる検者内信頼性と検者間信頼性

	AMI ICC
検者内信頼性 (計測者 1)	0.877
検者内信頼性 (計測者 2)	0.808
検者間信頼性	0.811

表 5-15 2名の検者による計測データ

	テスター1	テスター2
平均値(度)	179.552	179.591
標準偏差(度)	0.613	0.899
変動係数	0.003	0.005

表 5-16 AMI による計測時間(マーカ添付からカメラ撮影まで)

	一回目 (±SD)	二回目 (±SD)
計測時間(s)	51.7 ±8.4	44.7 ±5.8

表 5-17 理学療法士によるゴニオメーター測定法による検者間信頼性

	ゴニオメーター ICC (right)	ゴニオメーター ICC (left)
検者間信頼性	0.723	0.755

5.5.4 考察

ICC においては、ICC の値が検者内相関、検者間相関共に 0.81 以上と高い。今回規定したランドマークの全てが体表より容易に触知できる骨突起部であることから、専門的な医療知識を要せずとも短時間での講習にて断定が可能であったためと考える。下肢アライメント評価においては、ゴニオメーターによる医療職による測定が一般的であるが、今回の検者は一般の大学院生での計測においても高い信頼性を示したことから、今後 AMI は病院外などで、ある程度の医学的知識がある医療関連職種による信頼性のある計測が期待できる。

一方、表 5-12 の理学療法士によるゴニオメーター測定法による検者間信頼性 ICC に目を向ける。ゴニオメーター法による右足のアライメント評価では、ICC=0.723 であり、左足のアライメント評価では、ICC=0.755 である。これらの数値は 5 年以上臨床経験のある理学療法士による計測結果であるため、比較的信頼性におけるデータとなった。しかしながら、検者 A と検者 B では測定結果に違いが生じており、最大 13.5° の違いがあった。そのため同一の被検者において、ゴニオメーター法による下肢のアライメント評価は、検者の測定技術に依存すると考えられる。

5.6 AMI 測定による画像処理過程による検者内信頼性の ICC

LabVIEW 2014(National Instruments Japan Corporation)にて作成している AMI による下肢のアライメントを評価する最後の過程はテンプレートマッチングにより、ランドマークへ貼付したマーカを検出させる。また大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線、腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線から 2 直線の交点を算出する。そして大転子、2 直線の交点および外顆の 3 点からなる外側角を算出する。これらの作業工程における検者内信頼性の ICC を 2 人の計測者が 10 下肢に対してアライメントを評価した。結果は級内相関係数 0.99 であった。

5.6.1 結果と考察

ランドマークへ貼付したマーカの検出と大転子と大腿骨上顆に貼付したマーカを結ぶ直線, 腓骨頭と外顆に貼付したマーカを結ぶ直線から 2 直線の交点を算出して外側角を計算する AMI の作業工程において, 級内相関係数 0.99 とほぼ完全な相関が認められた. この結果から, AMI の作業工程における信頼性は非常に高いものであると考える.

5.7 まとめ

Tanamas らの膝 OA を対象とした X 線撮影法によるマルアライメントの調査によれば[27], 膝関節マルアライメントは膝 OA の進行における独立した危険因子であると結論づけている. Hunter らはマルアライメントが膝 OA の病期進行の有力な兆候であり, また, マルアライメントが膝 OA の進行を変化させ, それ自身が関節内での構造学的変化によって影響される可能性があるとしている[28]. これらの研究結果は, マルアライメントを的確に評価することが, 病気の進行を知る手がかりとなり得るとしている. 本研究においても, Grade II 以上の膝 OA と診断される対象者のうち, FTA においては 95% (39 肢中 37 肢) においてこのマルアライメントが認められており, また, HKA における内反, 外反のアライメント異常が 5 度以上あるものは 72%(39 肢中 28 肢)に認められている.

これらマルアライメントに対して, 地域において早期発見するために, 今回我々が開発した AMI は, FTA および HKA とともに非常に高い相関性が認められた. このことは, X 線撮影ができない地域においてもマルアライメントを的確に評価し, 膝 OA の進行状態を把握できる可能性があると考えられる. AMI の膝 OA に対するアライメントによるスクリーニングの可能性においては, 初期の膝 OA の状態における, K/L 分類においては grade 0 および I は問題なし, grade II は軽度と診断され, K/L 分類で明らかな関節裂隙狭小化を認める grade II 以上を一般的に膝 OA と診断するが[29] [30], grade II を対象とした群での AMI と FTA, HKA 双方とも相関が高かったことから, AMI の膝 OA に対するアライメントのスクリーニングとしての有用性は高いと言える. さらに, 下肢アライメント計測におけ AMI と HKA(機能軸), AMI と FTA-long(解剖軸)の決定係数はいずれも 0.8 以上と高い値を示したことから, HKA と AMI の誤差による RMSE の平均が 3.26° であることから, 地域のスクリーニングにおいても精度の高い計測ができる可能性が示唆された.

しかし, 本研究の限界としては, 研究対象が女性に限定されており, さらに, K/L 分類では, Grade II が 33.3(%), Grade III では 41.0(%)と軽度から中等度の進行度の被検者が大半である. そのため予防を目的とした評価ツールとしての可能性を考慮すると, 今後 K/L 分類では, Grade 0 や Grade I のサンプルを増やした比較検証が必要と考える.

さらにロコモティブシンドローム全体を考慮した評価手法として考慮した場合、今後多様な疾患や症状を有する症例に対する我々の手法の有効性と信頼性の調査が必要であると考えます。

参考文献

- [1] Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ: Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am.* 69. pp.745-749. 1987.
- [2] 金子丑乃助, 金子勝治, 穂田真澄: 日本人体解剖学. 南山道. pp.89-94. 2000.
- [3] 塩田浩平, 瀬戸春道, 大谷浩・他: グレイ解剖学. エルゼビアジャパン. pp.586-587. 2011.
- [4] 鈴木俊明: 臨床理学療法評価法. エンタプライズ. pp.98-99. 2003.
- [5] 日本医用画像管理学会. 医用画像情報管理パーフェクトブック. 日本放射線技師会出版会. pp.152-155. 2007.
- [6] 松村将太郎: 色情報とニューラルネットワークを利用した画像処理におけるエッジ検出の高精度化に関する研究. 2011.
<http://tdl.libra.titech.ac.jp/hkshi/xc/contents/pdf/300245765/1>
[アクセス日 :2017年11月25日]
- [7] 足立一秀: 正規化相互相関テンプレートマッチングの KL 展開を用いた SSDA 化. 電子情報通信学会技術研究報告. 96. pp.23-30, 1997.
- [8] Sharma L, Song J, Felson DT, et al: The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA.* 286. pp.188-195. 2001.
- [9] Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis.* 16. pp.494-502. 1957.
- [10] Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 33. pp.159-174. 1977.
- [11] Petersen TL, Engh GA: Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. *J Arthroplast.* 3. pp.67. 1988.

- [12] van Raaij TM., Brouwer RW, Reijman M, et al: Conventional knee films hamper accurate knee alignment determination in patients with varus osteoarthritis of the knee. *Knee*.16. pp.109. 2009.
- [13] Park A, Stambough JB, Nunley RM, et al: The Inadequacy of Short Knee Radiographs in Evaluating Coronal Alignment After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 31. pp.878-82. 2016.
- [14] Nam D, Maher PA, Robles A: Variability in the relationship between the distal femoral mechanical and anatomical axes in patients undergoing primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 28. pp.798-801. 2013.
- [15] Hinman RS, May RL, Crossley KM: Is There an Alternative to the Full-Leg Radiograph for Determining Knee Joint Alignment in Osteoarthritis? *Arthritis Rheum*. 55. pp.306-313. 2006.
- [16] Kraus VB, Vail TP, Worrell T, et al: A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum*. 52. pp.1730-1735. 2005.
- [17] Pedersen AB, Mehnert F, Odgaard A, et al: Existing data sources for clinical epidemiology: The Danish Knee Arthroplasty Register. *Clin Epidemiol*. 4. pp.125-135. 2012.
- [18] Robertsson O, Bizjajeva S, Fenstad AM, et al: Knee arthroplasty in Denmark, Norway and Sweden. A pilot study from the Nordic Arthroplasty Register Association. *Acta Orthop*. 81. pp.82-89. 2010.
- [19] Aglietti P, Buzzi R, Scrobe F: Autologous bone grafting for medial tibial defects in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 6. pp.287-294. 1991.
- [20] Bolognesi M, Hofmann A: Computer navigation versus standard instrumentation for TKA: a single-surgeon experience. *Clin Orthop Relat Res*. 440. pp.162-169. 2005.

- [21] Hamerman D: The biology of osteoarthritis. *N Engl J Med.* 320. pp.13-22. 1989.
- [22] Petersen TL, Engh GA: Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 3. pp.67-72. 1988.
- [23] 下崎英二：コンピュータナビゲーションシステムを用いた人工膝関節全置換術. *日臨整誌.* 34. pp.200-204. 2009.
- [24] 日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会：関節可動域表示ならびに測定法. *リハ医学.* 32. pp.207-217. 1995.
- [25] 井上ひかる 福元伸也 鹿嶋雅之・他：握掌画像に基づいた個人認証システムに関する研究. *電子情報通信学会論文誌 A . J100-A.* pp.425-434. 2017.
- [26] 新井元基, 鷺見和彦, 松山隆司：画像のブロックマッチングにおける相関関数とサブピクセル推定方式の最適化. *情報処理学会研究報告.* 2004-CVIM-144. pp.33-40. 2004.
- [27] Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, et al: Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Rheum.* 61. pp.459-467. 2009.
- [28] Hunter DJ, Sharma L, Skaife T: Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 91. pp.85-89. 2009.
- [29] Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis.* 16. pp.494-502. 1957.
- [30] Yoshimura N, Muraki S, Oka H, et al: Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *J Bone Miner Metab.* 27. pp.620-628. 2009.

第6章 レーザを用いた後足部アライメント計測法の開発

6.1 提案手法(HAML)

6.1.1 解剖学的な知見による提案手法の基準点の仮説

後足部から後足部の運動軸の位置特定には様々な方法が提案されているが[1][2][3], これらのどれも, 正確であると決定的に実証されていない. 問題として, (1) 踵骨の形状は体表から有用な骨ランドマークとしては機能しにくいこと, (2) STJ は 3 つの解剖学的平面すべてに対して実質的に斜めであり, 個別性がある[4][5][6]こと, (3) 侵襲的に行われた実験では[7][8][9], 足関節の運動中に TCJ および STJ の運動軸が動いており, 軸の遊びが大きいことが挙げられる. これらの理由より, STJ と TCJ の軸を個別に決定することは困難であるため, STJ と TCJ を含めた後足部全体の動きとして計測を行うことにした. しかし, 後足部の前額面上の動きにおいては STJ の動きによるところが大きい. そのため, 後足部前額面上の動きを知るために STJ 軸の解剖学的な知見の仮説的検討を中心に行った. 前額面上の STJ 軸の高さの位置の決定においては, TCJ と STJ の 2 関節は近接しており, 運動軸は交差するとしている[10]ことから, TCJ 上に STJ 軸があるとみなした. 足部表面から TCJ を確認する方法として, Isman によって TCJ 軸位は内果・外果の下端をほぼ通過することが報告されている[4]. そのため, 前額面上の STJ 軸の高さの位置づけにおいては, 内果・外果の下端を通過す線上の範囲と仮定した(図 6.1).

前額面上の内外側の STJ の位置づけにおいては, Kilby は足部表面からの触知によって STJ 軸の特定法を報告しており, 踵骨隆起の外側部と距骨頭中央部を結んだ軸が STJ 軸位に近似する[11][12]としていることを根拠とした. アキレス腱は踵骨隆起に付着する腱であり, アキレス腱は踵骨隆起外側と距骨頭中央部の間に位置する(図 6.2). そのため, この範囲にあるアキレス腱中央線上に STJ 軸があると仮定した. これらの理由により, アキレス腱の中央点線と, 内果・外果の下端を通過す線上とが交差する点を提案手法の基準点とすることにした.

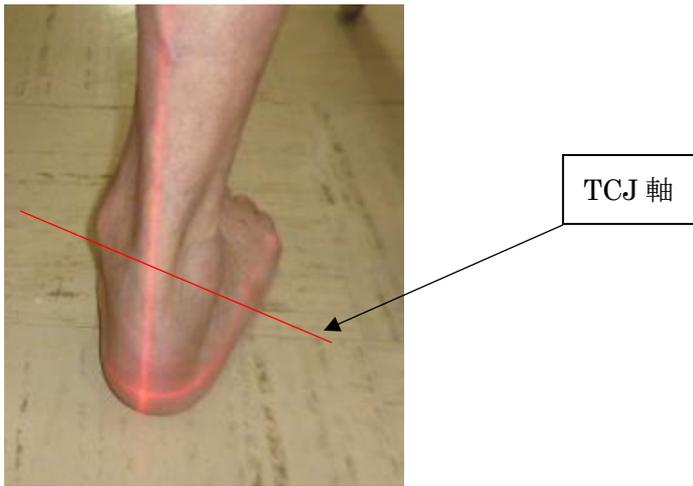
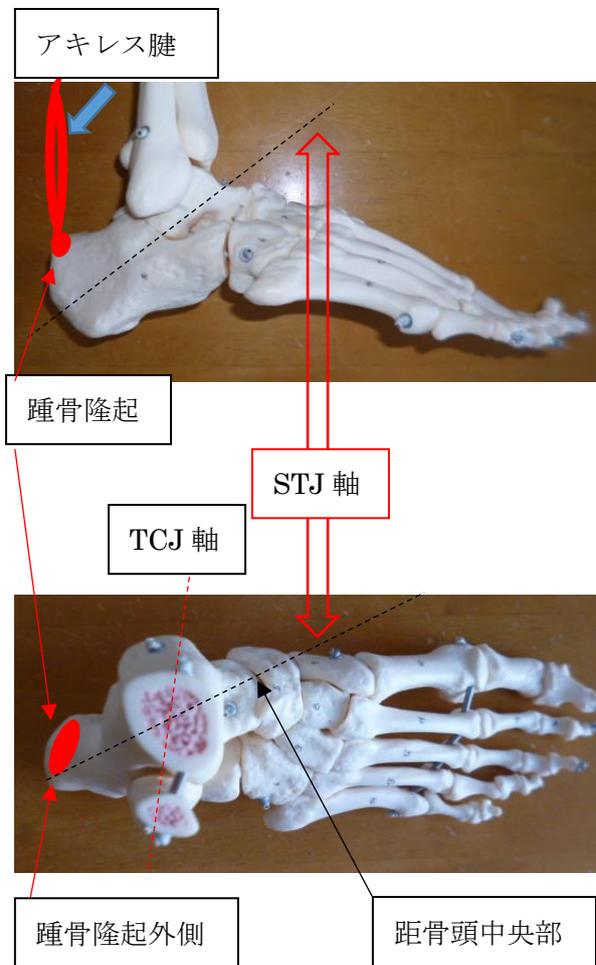


図 6.1 前額面上における TCJ の軸



6.2 STJ 軸と踵骨隆起の位置関係

6.1.2 解剖学的な知見による STJN の仮説

足部に関連する評価においては、基準(ゼロ)となる足部の肢位を設定する必要がある。この基準となる肢位を The position of subtalar joint neutral (以下、STJN)と呼び、下肢と踵骨の長軸方向の中央線が平行である位置である[13]。しかし、この簡単な定義は、被検者間の解剖学的相違を考慮しないため、臨床的に有用ではない。例えば、後足部の STJ の回外変形を持つ人の場合は、「ニュートラル」に置かれていれば、後足部は最大限に回外位になっていることがある。この問題に対して、Root[14]らは、STJN の位置は、1) 横足根関節(midtarsal joint)が最大回内されたとき前足部の足底面が後足部の足底面に平行に固定される肢位。もしくは 2) 踵骨の回外と回内の割合が、1:2 になる場所としている[14]。しかし、これらの 2 つの肢位のどちらを STJN の位置にするのかということにおいては、Root [14]らは述べていない。また、STJN の位置は内反と外反の比が 2:1 としている点においては、Bailey らは疑問視している[15]。さらに、Elveru[16]らが 15 人に対して行って調査では、STJN 位置は、最大回外位置からの全 STJ 可動域の 36.2%であることを見出した。この%は、Root[14]らの回外と回内に対する比率が 1:2 とする 33.3%の予想値に非常に近似する。しかし、個々の値の範囲は 5%~71.4%で、標準偏差は 19.2%であり、個々の値を調べると、予想される 33.3%の値に近い被検者はほとんどいなかったと報告している。したがって、踵骨の回内外の比率は、個体差に開きがあるため、明確な比率は存在しない。さらに Root[14]らは、評価者に対し、ゴニオメーターを用いて STJ の回内外を測定し、STJN の回内外の比率から STJN の位置を求めることを提案している。しかし、この手法は時間がかかり、扱いにくい。さらに、高度な技術を要する。また足底装具製作のためのギプス採型を行うことに対して、STJN の位置を維持できないなど様々な問題があることから、臨床においては有用ではないと考える。

それに対して、STJN 位置を特定し測定するためのいくつかの方法として Wernick と Langer の方法を用いて距骨頭を触診する方法がある[17]。Wernick と Langer は、腹臥位で非荷重の状態を受動的に後足部を回内外させ際の距骨頭部の内側と外側の触診を行い、距骨頭部の内外側の出っ張りが均等に感じられる位置を STJN としている。この考えの根拠は距骨頭と舟状骨の位置関係であり、距骨頭部の内外側の出っ張りが均等に感じられるということは、距骨と舟状骨の関節面が一致した中間位で適合している 1 つの位置と考えることができる、すなわち最も調和の取れている位置を STJN としたことになる。Hlavac[18]の X 線撮影による研究では、踵が地面に対して垂直であるニュートラルポジションでの立位では、距舟関節と踵立方関節の関節面の適合(調和)が最も良いことが観察されている。また、足部を回内外させると、これらの関節適合性が崩れたとしている[18]。このため、触診によって決定される距骨と舟状骨の境界が一致する位置が STJN の位置であると考えられることは論理的であると考えられる。Wernick と

Langer の技法[17]は、その後 James ら[19]によって修正され、少し抵抗が感じられるまで足関節を背屈した状態で Wernick と Langer の技法を行うことを推奨している。これらのことから提案手法においては、James[19]らが推奨する STJN の考え方を取り入れることにした。

6.2 レーザによる後足部のアライメント計測

6.2.1 ゴニオメーター法の問題点に対する改良

現在、後足部のアライメント計測において臨床で最も使用されているものが、ゴニオメーターによる計測方法である。しかし、後足部のアライメント計測としての有効性は確立されていない[20]。Menz[20]らは、後足部の測定の妥当性に関する 2 つの問題を提起した。一つは軟部組織の中にある骨構造を把握し、踵に二等分線を設定すること。そして、この線に基づいて動きの範囲と位置を実際に測定することとしている。他の研究でも二等分線の設定に関する問題では、骨組織を覆う皮膚や軟部組織の移動などにより、二等分線の設定の正確性と信頼性について懸念されている[21][22]。そのため、我々が開発した新手法による後足部アライメント計測法では、踵に二等分線を設定において改良を加えることにした。計測において皮膚や軟部組織の移動が指摘されていることから、踵を二等分する位置を特定するためにできるだけ皮膚に触れないようにボトムゲージ（東名ブレース社）（図 6.3）を用いることとした。



図 6.3 ボトムゲージ（東名ブレース社）

下腿遠位三分の一の部分に二等分線を設定する作業については、以下の二つの理由からレーザを用いることとした。一つは、身体の中でも腓腹筋の軟部組織は大きく左右非対称であるため、正確に生体上に二等分線を設定することは困難であること、二つ目は、後足部が膝関節に対してどのような影響を与えるのかを考慮した場合、荷重線に対する後足部の状態を検討する必要があることから、下腿遠位三分の一の部分に二等分線を設定する代わりに重力線（荷重線）を基本軸として用いることとした。そして重力線に

対して、レーザを利用した後足部アライメント測定法を HAML(Hindfoot alignment measurement method with laser beam)と名付けた。レーザを体表に照射することで、凹凸のある身体に正確に基準線が描けるようになり、また正確に重力線を体表に映し出すことができるように工夫を行った。

後足部の測定には、Menz[20]らが指摘しているようにゴニオメーターで計測する上で技術的問題があること、また誰にでも簡便に評価できる観点から、レーザによる基準線に対して、脛骨の傾きの程度を7段階の順序尺度を用いて判断することにした。

6.2.2 STJN 計測方法

後足部アライメントの計測のポジションとして、一般的に用いられている Elveru らの方法を参考とした[16][23]。最初にテーブルから足を少し出した状態で被検者は腹臥位になり、そして、計測下肢をテーブルと水平にするために、反対側の骨盤にタオルなどを入れ計測ポジションを整えた。そして計測下肢の膝蓋骨・大腿部後面および膝窩部がテーブルと水平になっている場合、股関節が内外旋中間位であると判断した。そして、足部が床と直角であるようにセットした(図 6.4)。



図 6.4 STJN を計測するための姿勢[17][24][25]

次に STJN を見つける方法として、我々は James[19]らの方法を取り入れることとした。STJ が回内すると距骨頭が内転し、距骨頭を内側で触れることができる。反対に回外した状態では、距骨頭が外側に突出するため、足根洞付近で距骨頭を触れることができる。STJ の回内外を繰り返し、距骨頭が内側外側にも触れない肢位で前足部の第 4・5 中足骨頭を掴み、軽く背屈方向に動かし、抵抗のあるところを STJN とした(図 6.5)。



図 6.5 距骨頭の触診による STJN の決定[13][25]

6.2.3 マーキング方法（踵骨二等分点とアキレス腱）

踵骨の遠位 1/3 は脂肪パットがあり，踵骨外輪郭がはっきりしないため，踵骨の遠位 1/3 を除いた近位 2/3 の部分でマーキングを行った．検者は被検者の STJN を維持しながら，踵骨外輪郭の触診を行い，触診による皮膚の移動が無いよう，ボトムゲージを使い，踵骨の輪郭に線を引いた．外輪郭線からメジャーを用いて踵骨を二等分する 3 点の計測を行い，かつ踵骨の遠位 1/3 から踵骨近位端まで等間隔になるようにマーキングを行った[23][24]．次に内外果下端を結ぶレベルのアキレス腱中央点にマーキングを行った(図 6.6)．



踵骨外輪郭を描く

図 6-6-1



3 点の等間隔で踵骨中央点をマーキング

図 6-6-2



アキレス腱のマーキング方法

図 6-6-3

図 6.6 踵骨二等分点とアキレス腱中央点のマーキング方法

6.2.4 レーザによる計測環境

後足部アライメントによる計測においては、ゴニオメーターによる計測、HAML、X線写真による計測が同じ条件となるようにした。計測姿勢については、両側下肢に均等に荷重するように、あらかじめ体重計によって均等な荷重配分の感覚をつかんでから、被検者には立ってもらった。両下肢それぞれの体重配分は体重の $1/2$ の ± 3 kg以内とした。そして、X線写真による立位姿勢を統一するために、両足部を 0.1m の間を開け、かつ足底内側面が平行になるように立った(図 6.7)。

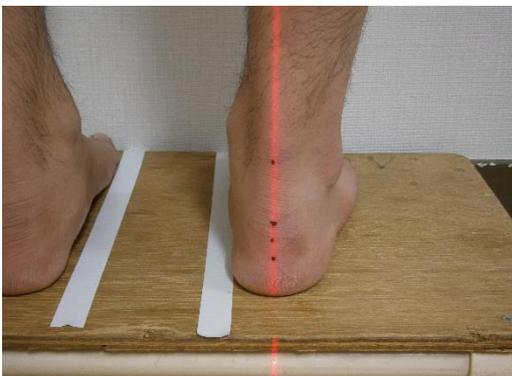


図 6.7 レーザによる後足部アライメントの計測姿勢

レーザー光線には、欧州のレーザー基準であるクラス 2（レーザーは可視光で低出力（400～700nm の波長．直接ビーム内観察状態も含め，通常目の嫌悪反応によって目の保護がなされるレベル）[26]の，クロスラインレーザー Quigo（ボッシュ社）を用いた(図 6.8)．

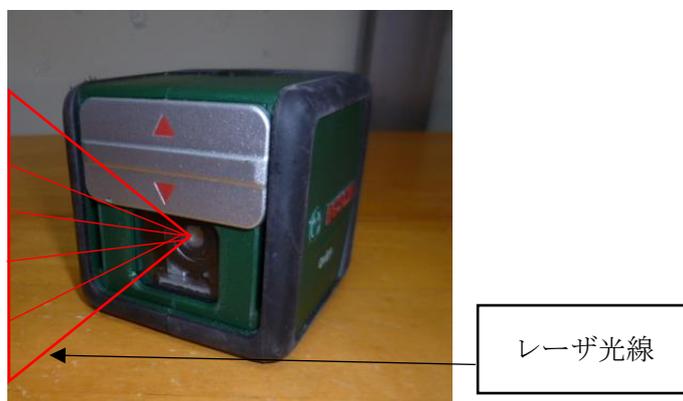


図 6.8 クロスラインレーザー Quigo（ボッシュ社）

レーザー光線は被検者の踵から 1m の位置から照射した．実験の前に，被検者にはレーザー光による潜在的なリスクを知らせた．レーザー光は被検者の後方からアキレス腱中点に向けて照射した．後足部のアライメントの評価は臨床経験が 5 年以上の理学療法士が実施した．

6.2.5 レーザによる後足部の評価

垂直のレーザーラインによって中間位および後足部の内反外反の程度を 7 段階（7 Grades）で評価した[25]．距骨下関節内外反角度の程度を以下に示す（表 6-1）．後足部の中間位は踵骨内外側を二等分した 3 つの midpoint が全てレーザー光の上にあるのを基準として，内外反位においては，3 つの midpoint 全てがレーザー光の内外側どちらかにはあるもの，中度内外反位においては，3 点のうち 2 点がレーザー光の内外側どちらかにはあるもの，軽度内外反位においては，3 点のうち 1 点がレーザー光の内外側どちらかにはあるものとした(図 6.9)．外反の判定方法を以下に示す．同様の判定方法が内反の判定方法においても用いられた．

表 6-1 後足部アライメント判定法（7段階） [25]

後足部の肢位	7段階（7 Grades）
外反	7
中度外反	6
軽度外反	5
中間位	4
軽度内反	3
中程度内反	2
内反	1

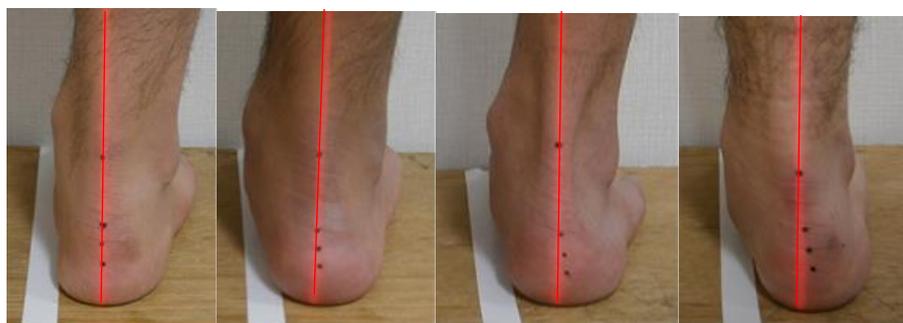


図 6-9-1

図 6-9-2

図 6-9-3

図 6-9-4

図 6.9 後足部アライメントの判定方法[25]

図 6-9-1: (Grade 4) 内外反中間位：踵骨内外側を二等分した 3 つの midpoint が全てレーザー光の上にある。

図 6-9-2: (Grade 5) 軽度外反位：3 点のうち 1 点がレーザー光の外側にある。

図 6-9-3: (Grade 6) 中度外反位：3 点のうち 2 点がレーザー光の外側にある。

図 6-9-4: (Grade 7) 外反位：3 つの midpoint 全てがレーザー光の外側にある。

6.3 ゴニオメーター法による後足部の評価

下腿の基準線を引く作業において、まず下腿のマーキングから行った。計測方法は Donatelli[27]や James[19]らの方法を参考に X 線写真による計測と比較するために一部改良を加えて行った。下腿近位中央のマーキングは、カリパスを踵近位 0.2m の内外側中央に置き midpoint をマークした。下腿遠位中央のマーキングは、踵から 0.15m 近位の位置にカリパスを置き midpoint をマークした(図 6.10)。



図 6.10 下腿部中央点のマーキング

次に下腿を二等分する線として，被検者の下腿の遠位と近位のランドマークを結ぶ線を引いた．踵のマーキングにおいては，レーザによる計測方法に準じて，踵骨の遠位 1/3 は脂肪パットがあり，踵骨外輪郭がはっきりしないため，踵骨の遠位 1/3 を除いた近位 2/3 の部分でマーキングを行った[23][24]．検者は被検者の STJN を維持しながら，踵骨外輪郭の触診を行い，触診による皮膚の移動が無いよう，ボトムゲージを使い，踵骨の輪郭に線を引いた．外輪郭線からメジャーを用いて踵骨を二等分する 2 点の計測を行なった．そして踵を二等分する線として，踵の近位と遠位のランドマークを結ぶ線を引いた．そして，ゴニオメーターによって下腿と踵骨の二等分ラインに位置を合わせることで，角度を計測した．ゴニオメーターは 0.3m の金属性で一度単位，180 度計測可能なもの(東大式 Z813-153A 日本フリッツメディコ社)を用いた(図 6.11)．



図 6.11 ゴニオメーターによる後足部アライメントの計測

6.4 X線写真による後足部の評価

X線撮影の方法は、後足部アライメント評価として最も用いられている Cobey らの方法に準じて実施した[28][29]。まずアクリル樹脂台の上に被検者を立たせた。次にフィルムを $10^{\circ} \sim 15^{\circ}$ の傾斜をつけておき、足趾尖がカセットに接触し、足部の間隔は 0.1m 開けて足部の内側縁が平行の状態にセットした。管球は 1m の距離をおいて、後方より $10^{\circ} \sim 15^{\circ}$ 水平より下方に向けて、60~65KVP, 100mA, 0.1 sec の条件で撮影を行った(図 6.12) [29][30]。

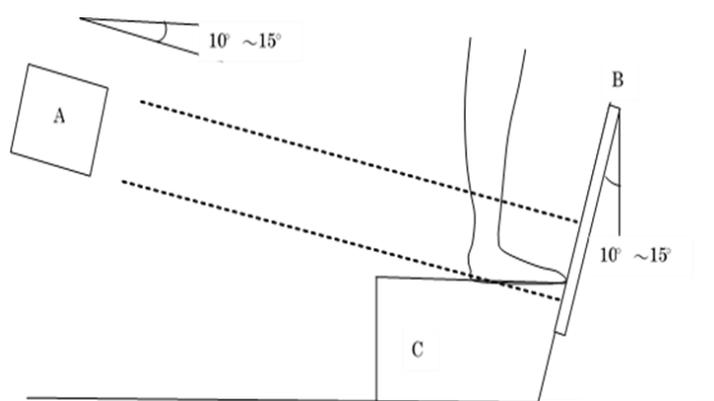


図 6.12 Cobey による後足部撮影

- A : 管球 (管球フィルム間距離 1m)
- B : フィルム (足趾尖がカセットに接触し、足幅 0.1m になるようにする)
- C : 撮影台 (アクリル樹脂)

荷重位での X線写真による後足部アライメントの評価においては、Saltzman の分析方法が、現在ゴールドスタンダードと考えられている[30][31](図 6.13)。そのため、Saltzman hindfoot angl(以下、SHA)を用いて分析を行った計測方法においては、前述の X線撮影法による後足部評価の項に準じて行った。SHA の計測においては、図 6.13 にて説明する。

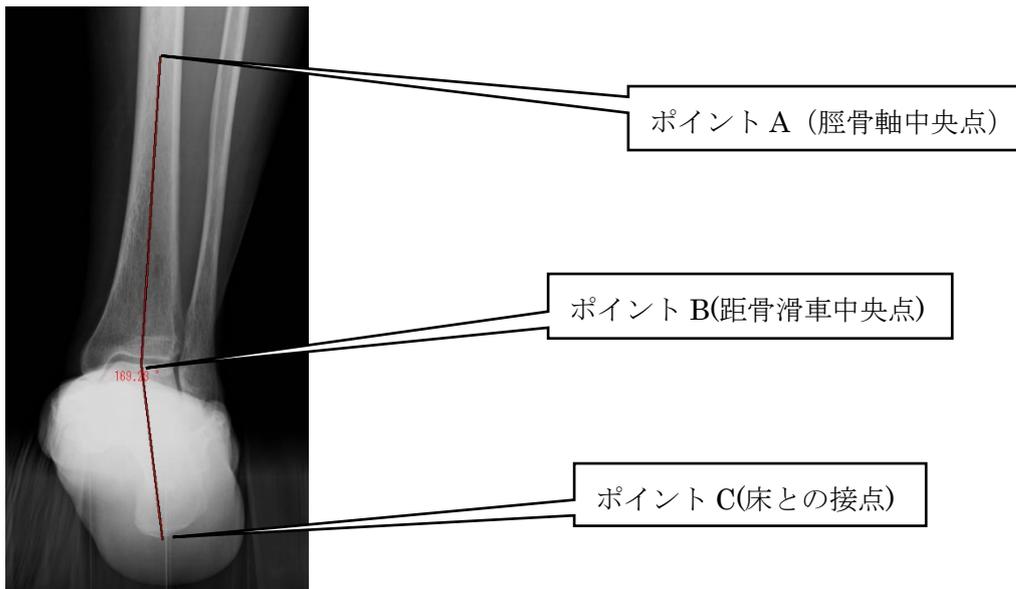


図 6.13 SHA (Saltzman hindfoot angle) の計測法

ポイント A は距腿関節から最も近 15cm の距離で脛骨を二等分することによって、脛骨軸の中央ポイントを定義する。ポイント B は距骨滑車の中央と定義される。ポイント C は、地面と平行しているラインを横切る踵骨の最も末梢部の接点と定義される。その他臨床上よく使用されている 2 種類の X 線撮影法による後足部アライメントの解析を行ったので、以下に記す(図 6.14)(図 6.15)。

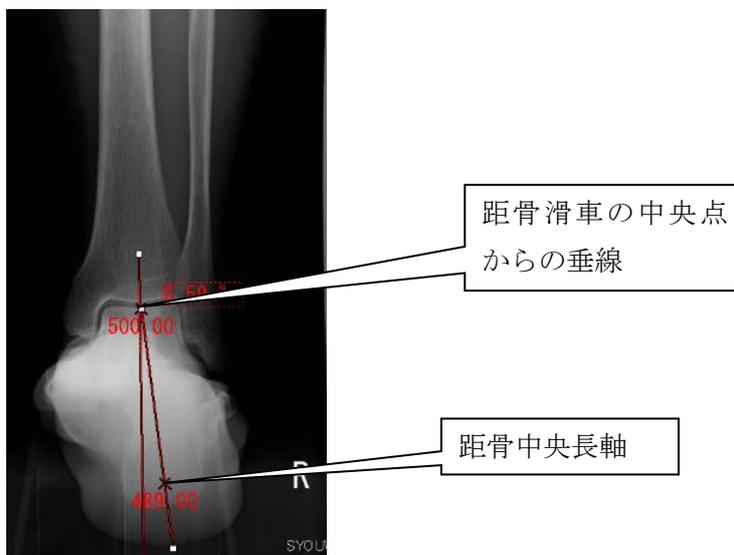


図 6.14 T-CA(Talo-calcaneal angle) : 踵骨中央長軸と距骨滑車の中央点からの垂線とのなす角度[28][32]

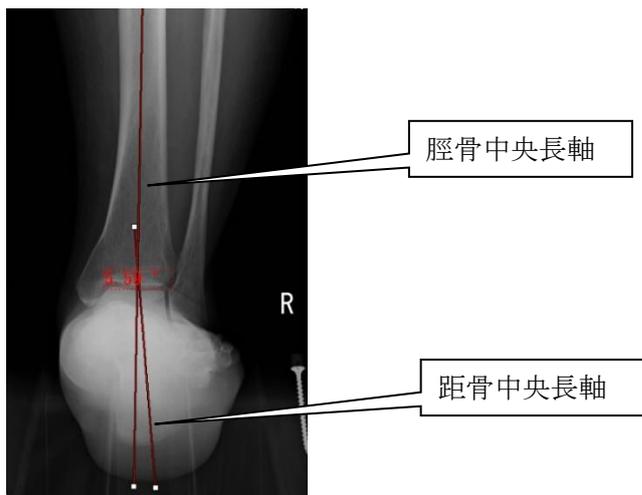


図 6.15 TB-CA(Tbio-calcaneal angle) : 脛骨中央長軸と踵骨中央長軸とのなす角度 [28][32]

6.5 提案手法の有効性評価

6.5.1 被検者

HAML の有効性に対する研究の被検者は、筆者の所属する病院の整形外科に通院する膝 OA 患者から募集された。合計 23 名 (平均年齢 70.8 ± 10.3 歳。男 3 名, 女 20 名) の右膝 OA 患者が本研究に参加した (表 6-2)。

表 6-2 被検者の属性

Variables	Values
年齢, mean \pm SD	70.86 \pm 10.30
身長 (m), mean \pm SD	1.55 \pm 0.08
体重(kg), mean \pm SD	54.95 \pm 11.16
Body mass index, mean \pm SD	22.71 \pm 3.69
性別, 男:女	3 : 20
(n=23)	

本研究の除外基準は、以下の通りである。1) 下肢の外科的治療を受けた既往がある、2) 足部の損傷により現在治療中である、3) 立位姿勢時に、両下肢に均等に荷重をする

ことができない。

本研究は，昭和以南病院倫理委員会に承認された。被検者は，記載されたインフォームドコンセントを用いて説明を受けた後，自発的に研究に参加する意思が確認された。

6.5.2 統計学的解析

統計処理には，SPSS(IBM SPSS Statistics 20.0,IL,USA)を用いた。また，ゴニオメーターによる計測法，HAML と X 線を用いた測定(SHA, T-CA, TB-CA)の結果との相関は，スピアマンの順位相関係数を用いて分析した。いずれも有意水準は5%未満とした。

6.5.3 結果

X 線撮影による計測法(SHA, T-CA, TB-CA)の結果とゴニオメーターによる計測結果では，全ての項目で後足部アライメントが前額面上で外反を示す値となった。

HAML においても中間位から軽度外反の程度を示す結果となった(表 6-3)。

表 6-3 X 線撮影による計測法(SHA, T-CA, TB-CA)の計測値と体表からのゴニオメーターと HAML による計測値

計測法	SHA	T-CA	TB-CA	Goniometry
Degrees (mean ± SD)	1.04 (±5.11)	2.51 (±5.86)	1.91 (±6.34)	2.78 (±4.41)

計測法	HAML
7 Grades (mean ± SD)	4.17 (±2.48)

相関による結果を，表 6-4 に示す。HAML と X 線撮影による計測法(SHA)との相関係数は 0.832 ($p<0.01$)であった(図 6.16)。また，HAML と X 線撮影による計測法(T-CA, TB-CA)との相関係数はそれぞれ 0.892 ($p<0.01$)と 0.937 ($p<0.01$)であり(図 6.17, 図 6.18)，HAML は X 線撮影による全ての評価と強い相関が見られた。ゴニオメーターによる計測法と X 線撮影による計測法(SHA)との相関係数は 0.467 ($p<0.05$)であった(図 6.19)。このことから，HAML が，ゴニオメーターによる計測より，全ての X 線撮影によるアライメント計測を反映していると考えられる。

表 6-4 X 線撮影との HAML およびゴニオメーター評価法の相関
(SHA, T-CA, TB-CA は全て X 線画像による解析)

計測方法	相関係数		
	SHA	T-CA	TB-CA
HAML	0.832**	0.892**	0.937**
Goniometry	0.467*	0.539**	0.505*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

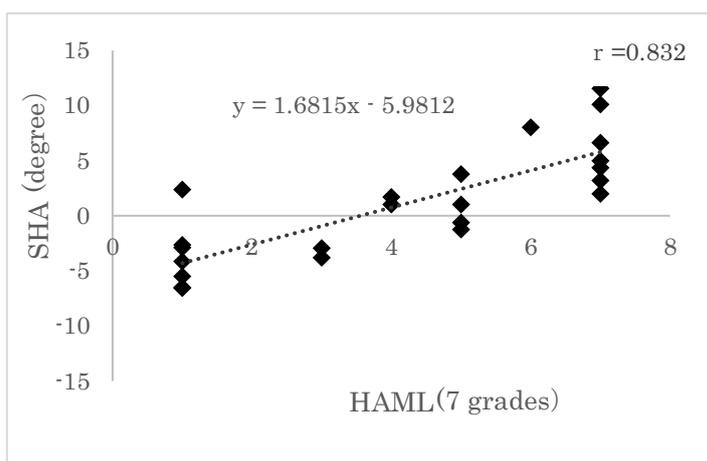


図 6.16 HAML と X 線撮影(SHA)による計測法との相関

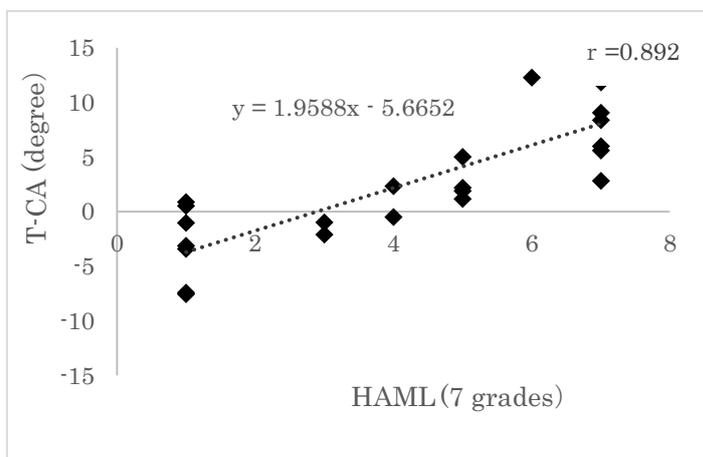


図 6.17 HAML と X 線撮影(TC-A)による計測法との相関

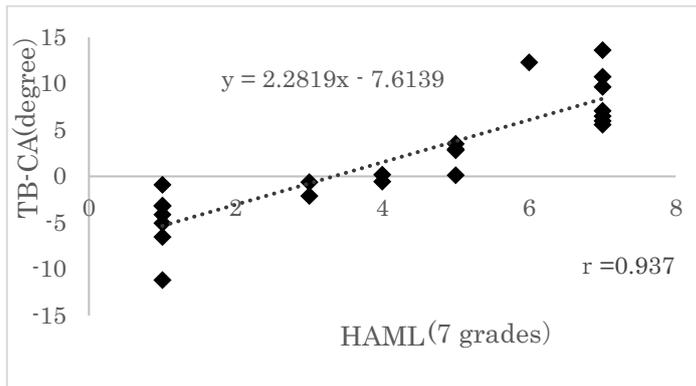


図 6.18 HAML と X 線撮影(TBC-A)による計測法との相関

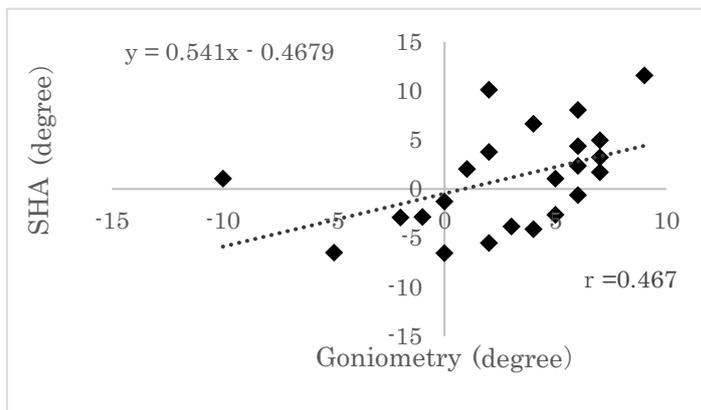


図 6.19 ゴニオメーターと X 線撮影(SHA)による計測法との相関

6.5.4 考察

研究の結果、HAML は、X 線画像における SHA 角との相関は ($r=0.832$)であった。このことから、X 線撮影法に代わる信頼性の高い体表からの計測方法が確立できたと考える。一方、ゴニオメーター法と X 線画像における SHA 角との相関は ($r=0.467$)であり、中程度の相関となった[33]。ゴニオメーター法は X 線画像による評価を反映する妥当な評価法ではないと考えられる。

HAML と SHA 角での計測との間に高い相関性があったのは、下記の理由からであると考えられる。第一に、レーザ光は基準点を決めてレーザを照射させれば、だれでも簡単に再現性のある地面からの垂直線が描けることである。第二に、HAML において、後足部アライメントの基準点を内果・外果の下端とアキレス腱中央線の交点にしたことであった。通常、TCJ は Inman によって TCJ 軸位は内果・外果の下端をほぼ通過す

ることが報告されている[4]ことから X 線写真による後足部アライメント評価方法の基準点である距腿関節ドームのセンター (the center of the talar dome) の位置と一致している可能性が高いことが考えられる。また、アキレス腱付着部が踵骨隆起であるため、踵骨の直上にある距腿関節ドームのセンター (the center of the talar dome) とアキレス腱中央にある基準点の位置が近似しているとも考えられる。このことは、T-CA との相関性の高さからも裏付けられる。

一方、ゴニオメーターを用いた方法は、SHA および TB-CA との相関性が低かった。ゴニオメーターによる計測に用いる基準点は、下腿の二等分線である。下腿部は多くの軟部組織に包まれており、健常者でも左右非対称であるため、下腿の二等分線と脛骨軸との関連性は低くなったと考えられる。さらに被検者の脛骨の内弯などが強い場合は、直線的なゴニオメーターに合わせての計測が困難であったことも下腿の二等分線と脛骨軸との関連性が低くなった要因の一つであると考えられ、結果として SHA および TB-CA との相関性が低くなったと考える。

6.6 提案手法の信頼性評価

立位による後足アライメントの臨床評価は、下肢および足部機能の評価や足底装具を製作するための評価として多く用いられる。しかし、立位による後足アライメントの臨床評価の信頼性と妥当性には議論の余地がある[16][20][23][34]。そのため、我々が開発した HAML とゴニオメーターで測定した立位の後足アライメント計測法の信頼性を調査した。

6.6.1 被検者

2名の計測者は専門的医学的知識を持たない大学生によって行われた。また被検者は明らかな下肢の変形を呈していない、また下肢に痛みがない、健常な学生12名(右足部)とした。2名の計測者は、5年間の経験を有する理学療法士による20分のトレーニングセッションを1回開けた後、計測を実施した。また、計測時間についても調査を行った。

6.6.2 結果

2名の検者内信頼性は (ICC = 0.74) となり良好な結果となった。検者間信頼性は中等度の信頼性となった (ICC = 0.43) (表 6-5)。

表 6-5 HAML の信頼性の評価 (n=12)

	検者内信頼性 (ICC)		検者間信頼性 (ICC)
	検者 1	検者 2	
HAML	0.74	0.74	0.43

計測時間は初回測定から 2 回目の測定になるにつれて測定にかかる時間やバラつきが減少した。(表 6-6)。

表 6-6 HAML 計測時間(踵骨触診によるランドマークの決定からレーザー照射による後足部評価までの時間)

	一回目	(±SD)	二回目	(±SD)
測定時間(s)	100.3	(±32.5)	82.7	(±26.4)

6.6.3 考察

検者内信頼性は良好であった。つまり、同一の検査者が鍛錬を積み信頼性の高い値を計測することができると考えられる。実際 Diamond らの研究においても、検査を短時間で繰り返し練習することで、信頼性が増すとの報告をしている[34]。さらに、Picciano[35]らの研究によれば立位でのゴニオメーターによる後足部アライメントの検者間信頼性は (ICC = 0.15)、検者内信頼性は (ICC = 0.14-0.18) 低く、今回の結果においても (ICC = 0.23) であり、臨床において使用するのには問題があるとしていることを踏まえると、HAML はゴニオメーターに替わる後足部アライメントの評価法となり得る可能性が考えられる。

しかし、検者間では中等度の信頼性しか得られなかった。これはアキレス腱の中点や踵骨の外輪郭のマーキングといった測定結果を左右するランドマークの取り方に検査者間での差が生じているためではないかと考える。踵骨の外輪郭測定マニュアルのさらなる精度の向上が必要であると考えられた。また、踵骨のように特にセグメントが小さい場合は、少しの基準線がずれるだけで、大きな計測誤差に繋がる。そのためにも検査者が使用しやすい計測機器の開発も必要であると考えられる。

6.7 まとめ

我々の開発した HAML を用いることによって、後足部アライメントを測定するための X 線測定と近似した結果を得ることができた。そしてこの手法は患者が被ばくによ

るリスクを追う必要がなく、安価で、かつ短時間で測定を終えることができる。このことから、HAML は後足部アライメントの客観的で正確な評価を必要とする装具療法や運動療法を行う理学療法士や義肢装具士にとって、臨床上、簡便に後足部アライメントを評価できる方法として非常に有用であると考えられる。特に繰り返し評価できる点においては、装具療法の介入前および介入後の効果判定に使用することで、より客観的な装具療法の効果を評価できると考えられる。また、下肢の運動連鎖の観点における運動療法や OA に対する装具療法における研究においても、足部のサンプルを統一することにより、より信頼性の高い研究と治療効果の向上に貢献できると考える。

HAML の使用時の安全性については、特別な台に載るなどの条件はなく、地面に立った状態のままの計測が可能であり、このことは、筋力低下している高齢者や OA などによるバランス維持が困難な高齢者にとって、安全に行うことができる方法であると考えられる。また、評価における計測時間と負荷においても、両下肢への均等な荷重が行えれば、数分での計測が終了するため、地域での膝 OA 予防のためのスクリーニングとして評価を行う場合は、短時間で多くの対象者を計測できる可能性がある。しかし、踵骨の触診においては、より簡便な評価システムとする必要性があり、標準化した評価マニュアルなどを併せて開発する必要があると考えられる。

臨床においては、HAML はゴニオメーターにとって替わる新たな評価法になる可能性があると考えられる。理由として、現在後足部アライメントの計測法として最も使用されているのがゴニオメーターであるが、この方法は臨床家ですら信頼性に乏しい評価法であり、使用方法においても複雑であり、計測環境を整える必要がある。それに対して、HAML の使用法はレーザを体表に向けて照射するだけのシンプルなものである。また、評価方法もレーザに対して、ランドマークがどちらにあるか調べるだけでよい。そのため、HAML は後足部アライメントの計測を行う際の、ゴニオメーターに代わる新たな評価法となり得ると考える。

参考文献

- [1] van den Bogert AJ, Smith GD, Nigg BM: In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: an optimization approach. *J Biomech.* 27. pp.1477-1488. 1994.
- [2] Kirby KA: Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 77. pp.228-234. 1987.
- [3] Phillips RD, Lidtke RH: Clinical determination of the linear equation for the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 82. pp.1-20. 1992.
- [4] Isman RE, Inman VT: Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bull Prosthet Res.* pp.10-11. pp.97-129. 1969.
- [5] Manter JT: Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec.* 80. pp.397-410. 1941.
- [6] Procter P, Paul JP: Ankle joint biomechanics. *J Biomech.* 15. pp.627-634. 1982.
- [7] Root ML, Weed JH, Sgarlato TE, et al: Axis of motion of the subtalar joint. An anatomical study. *J Amer Podiatr Med Assoc.* 56. pp.149-155. 1966.
- [8] Benink RJ: The constraint-mechanism of the human tarsus. A roentgenological experimental study. *Acta Orthop Scand Suppl.* 215. pp.1-135. 1985.
- [9] Leardini A, Stagni R, O'Connor JJ: Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J Biomech.* 34. pp.805-809. 2001.
- [10]Lundberg A: Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthop Scand.Suppl.* 233. pp.1-24. 1989.
- [11] Wright DG, Desai SM, HedersonWH: Action of the Subtalar and Ankle Joint Complex During the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg.* 46A. pp.361-382. 1964.

- [12] Kirby KA: Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91. pp.465-87. 2001.
- [13] Cooke A, Gorman I, Morris J: Evaluation of the neutral position of the subtalar joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 8. pp.449 -451. 1988.
- [14] Root ML, Orien WP, Weed JH, et al: *Biomechanical Examination of the Foot.* Clinical Biomechanics Corporation. Los Angeles. 1. pp.54-72. 1971.
- [15] Bailey DS, Perillo JT, Foreman M: Subtalar joint neutral: A study using tomography. *J Am Podiatr Med Assoc.* 74. pp.59-64. 1984.
- [16] Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RRL, et al: Methods for taking subtalar joint measurements a clinical report. *Phys Ther.* 68. pp.678 -682. 1988.
- [17] Wernick J, Langer S: *A Practical Manual for a Basic Approach to Biomechanics.* NY, Langer Acrylic Laboratory. 1. pp.8-15. 1972.
- [18] Hlavac HF: Differences in x-ray findings with varied positioning of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 57. pp.465-471. 1967.
- [19] James SL, Bates BT, Osternig LR: Injuries to runners. *Am J Sports Med.* 6. pp.40-49. 1978.
- [20] Menz HB: Clinical hindfoot measurement: a critical review of the Literature. *The Foot.* 5. pp.57-64. 1995.
- [21] LaPointe SJ, Peebles C, Nakra A, et al: The reliability of clinical and caliper-based calcaneal bisection measurements. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91. pp.121-126. 2001.
- [22] Maslen BA, Ackland TR: Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. *Clin Biomech.* 9. pp.291-296. 1994.
- [23] Smith-Oricchio K, Harris BA: Interrater reliability of subtalar neutral, calca-

neal inversion and eversion. J Orthop Sports Phys Ther. 12. pp.10-15. 1990.

[24] Vogelbach WD, Combs LC: A biomechanical approach to the management of chronic lower extremity pathologies as they relate to excessive pronation. Athl Train. 22. pp.6-16. 1987.

[25] T.Ohnishi, M.Hida, T.Nagasaki, et al: Novel method for evaluation of frontal plane knee alignment using bony prominences in patients with osteoarthritis. J Phys Ther Sci. 30. pp.1168-1172. 2018.

[26] レーザ光の安全基準. オムロン制御機器
https://www.fa.omron.co.jp/data_pdf/cautions/information/lser_safety_tg_j_2_2.pdf
(アクセス日 : 2017 年 12 月 10 日)

[27] Donatelli RA: Normal biomechanics of the foot and ankle. J Orthop Sports Phys Ther. 7. pp.91-95. 1985.

[28] Cobey JC: Posterior roentgenogram of the foot. Clin Orthop Relat Res. 118. pp.202-207. 1976.

[29] Cobey JC, Sella E: Standardizing methods of measurement of foot shape by including the effects of subtalar rotation. Foot Ankle. 2. pp.30-36. 1981.

[30] Saltzman CL, el-Khoury GY: The hindfoot alignment view. Foot Ankle Int. 16. pp.572-576. 1995.

[31] Johnson JE, Lamdan R, Granberry WF, et al: Hindfoot coronal alignment: a modified radiographic method. Foot Ankle Int. 20. pp.818-825. 1999.

[32] 高橋公, 黒羽根洋司, 阿部孝一・他 : Cobey の後足部撮影. 足の外研究会誌 3. pp.5-7. 1982.

[33] Landis J, Koch G: The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics. 33. pp.159-174. 1977.

[34] Diamond JE, Mueller MM, Delitto A, et al: Reliability of diabetic foot evalua-

tion. *Phys Ther.* 69. pp.797-802. 1989.

[35] Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T: Reliability of Open and Closed Kinetic Chain Subtalar Joint Neutral Positions and Navicular Drop Test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 18. pp.553-558. 1993.

第7章 結論

7.1 膝 OA に対する提案手法のまとめ

本邦における高齢者において、罹患率の高い代表的な運動器疾患である膝 OA は、膝の痛みや関節拘縮などが原因により ADL を著しく低下させ、緩徐であるが進行性の疾患である。膝 OA の状態を早期発見し、早期に対応することで、要介護に至るのを防ぎ、健康寿命を延ばすことができるが、発見が遅れ放置されると要介護に至る可能性は高くなる。しかし、現在膝 OA に対しては、高い罹患率にもかかわらず、日常臨床ではその診断を、X 線撮影にのみ頼っているのが現状であり、膝 OA の初期段階における撮影は稀である。さらに膝 OA 罹患者が受診に至らないケースも多く、本邦における膝 OA の早期発見は喫緊の課題といえる。

そのため、本研究の目的として、我々は膝 OA のアライメントに着目し、X 線撮影に代わる初期段階の膝 OA の予防と進行防止を目的とした膝 OA に対するアライメントのスクリーニングにおける一つの指標の確立を目指すことであった。具体的スクリーニングの方法として 1) 非侵襲的な被ばくの問題のない方法で体表からの膝関節および後足部アライメント計測法を開発する。2) 行政の保健機関、地域の高齢者が集う健康教室やサロンにおいて使用可能なものを目指す。3) 使用する対象を理学療法士、医師などの運動器疾患における専門職種以外の保険医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士などを想定し、これらの職種が評価者となった場合でも、正確な膝関節および後足部の評価が行える客観的計測法の開発することを目的とする。さらに正確な膝関節および後足部の評価が行える客観的計測法を装具療法や運動療法等の臨床においても活用できることを目的とした。

我々の研究結果においては、膝関節のアライメント評価として、下肢の特徴点へマーカを貼付し、写真撮影した画像から評価する手法である AMI を開発した。後足部のアライメントの評価としては、重力線であるレーザを基本軸として、踵骨の傾きを評価する HAML を開発した。いずれも X 線撮影によるアライメントの評価と強い相関があったこと、また力学的なアライメントを反映することから、X 線撮影によるアライメント評価指標に替わる体表からのアライメントの評価指標となりうると考える。また、AMI と HAML 双方とも被ばくを伴わない計測法であることから、くり返し計測することが可能である。

さらに、AMI および HAML はゴニオメーターよりも X 線撮影との相関が高かったことから、ゴニオメーターに替わる評価手法としての活用が考えられる。臨床的な指標としての有効性は、AMI と荷重軸を反映している機能軸である HKA においても高い相関があったこと、また HAML は荷重線（重力線）を基本軸としていることから、AMI と HAML は膝関節面における力学的ストレスをより反映している評価法であると考えられる。そのため AMI と HAML の組み合わせにより、運動療法や装具療法による介入が膝関節および下

肢の他の関節に対してどのような効果をもたらすのかを推測するための評価方法として有効性が高いと考えられる。今後、運動療法や装具療法の最も効果的なのはどのような症例かを特定していくために、また内側型膝 OA 患者における後足部構造と膝の構造の特徴を把握するためにも、これらの評価法を併せて用いることで膝 OA の基礎的知見が得られると考える。

提案手法のスクリーニングとして使用できる可能性については、膝 OA の主症状である関節痛と単純 X 線像の変化の所見が最も重要であると考えられる。しかし、主症状である関節痛と単純 X 線像の変化が、しばしば解離することが指摘されており [1]、疼痛が無いが、X 線像の変化は重症化していることある。また、疼痛所見は、重要な指標であるにも関わらず、疼痛は緩解と増悪を繰り返すことが多く、膝 OA の症状が進行していても、日によっては症状が軽いと見過ごしてしまうことがある。さらに、疼痛は主観的評価であるため、認知機能に大きく依存するため [2]、疼痛評価に多く依存する評価の場合は、注意が必要である。一方、X 線像の変化は長い年月を掛けて一方向（悪化の方向）に進行するため、疼痛のように所見変化に左右されることがなく、かつ、客観的に判断することにおいて有用である。特に膝マルアライメントにおいては、マルアライメントは KL 分類Ⅱ・Ⅲの 76% に認められ [3] ことを報告しており、マルアライメントをスクリーニングにより検出することは、膝 OA 患者を抽出する上で重要な指標であると考えられる。これに対して、AMI は膝 OA 診断のゴールドスタンダードである X 線撮影による膝関節アライメントをほぼ正確に反映することができる ($R=0.9$ 以上 $R^2=0.8$ 以上) ことが示唆されたことから、膝 OA に対する非侵襲で定量化できるスクリーニングとしては、現在存在するものはなく、有用性は高いと考える。

信頼性においては、AMI と HAML の検者内相関において、大学生もしくは大学院生の双方による評価で信頼性の高さが確認された。HAML における検者間での相関は中程度となったが、今後標準化されたマニュアルの制作や触診を簡便化することで、より検者間の信頼性は高くなると考えられる。また、AMI と HAML は一般の学生においても高い信頼性が認められたことから、保険医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士の使用においては問題ないレベルと考える。

膝 OA の予防と本研究の結果については、AMI と HAML は被ばくのリスクがなく、病院などの特殊な場所ではないところで、簡単にかつ安全に行える評価手法を開発できたことから、マルアライメントによる膝 OA の病期進行の兆候を見つけるためのスクリーニング手法になると考える。特に初期段階の膝 OA に対して、AMI と X 線撮影によるアライメント評価の相関が高かったことは、初期段階の膝 OA に対するアライメントのスクリーニングに対して有効であり、病院施設外での膝 OA の早期発見に繋がる可能性があると考えられる。また計測時間においても AMI と HAML 双方の合計計測時間が 3 分以内であり、どちらの方法も少しの講習時間で評価技術の習得が可能であるため、地域での膝 OA のスクリーニングとして活用が期待される。

上記のことより、結論として、我々は被ばくの問題のない信頼性および有効性の高い体表からの膝関節および後足部アライメント計測法を開発することができた。これらの我々の開発した計測法は医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士においても信頼性の高い計測が可能である。また、ゴニオメーターと比較してもより X 線撮影によるアライメントを反映したものであることから、装具療法や運動療法等の臨床においても活用できる計測法となった。さらにアライメント計測に使用する計測機器は行政の保健機関や地域の高齢者が集う健康教室やサロンにおいて使用可能なものである。

以上のことより、病院及び病院施設外での X 線撮影に代わる初期段階の膝 OA の予防と進行防止を目的とした、膝 OA に対するアライメントによるスクリーニングの指標の確立ができた。

7.2 提案手法のスクリーニングとしての可能性と課題

本邦で行われているスクリーニングとして代表的なものに、1978 年より学校保健法により学校検診時に義務付けられている側弯症検診がある。しかし、学校検診で発見された群は全体の症例の 44.4%であったとしており、側弯症の“見落とし”について指摘されている[4]。また、青森県が行った「がん登録データの活用によるがん検診精度管理モデル事業 平成 28 年度 報告書」によると、胃がんについて検診の段階で患者の 4 割が見落とされていた可能性があることを示す分析結果を報告している[5]。スクリーニングはそれ自体で完結するものではなく、検査により選別された特定疾患の可能性のある対象者をより精緻な検査・診断と治療へつなげる公衆衛生的過程の第一(初期)段階と位置づけである。そのため、スクリーニングにおいては、個人に対する精密な検査法というよりは、多数を対象としてふるいにかけることを目的としており、その結果、検査による“見落とし”が発生する。我々が開発した提案手法においても、マルアライメントの検出率は非常に高く行えるが、検査による“見落とし”が発生する可能性は否定できない。提案手法はアライメントのみを反映したものであり、骨棘の形成などの所見は提案手法からは、読み取ることができない。そのため、提案手法のみでは、重度化した膝 OA 患者全てを検出するには限界があると考ええる。

膝 OA に対する検出率の漏れに対する対策としては、上述のように疼痛スクリーニングにおいては注意が必要であるが、KL 分類 Grade II 以上の約半数が疼痛を訴えていることから[6]、疼痛と併せて評価を行うことで、より膝 OA 患者の検出率を高めることが可能になると考える。さらに、膝 OA 群の大腿四頭筋筋力値は、健常者と比較して有意に 22%低下していたとの報告[7]からも、疼痛評価や筋力評価と併せることで、客観的指標と主観的指標の双方からスクリーニングを行うことにより、実用的なスクリーニングになると考える。尚、スクリーニング対象者においては、AMI と HAML

の計測方法は両下肢への均等な荷重ができる事が前提である。ゆえに立位による荷重時痛が強く、両下肢への均等な荷重が困難な重症化した膝 OA の対象への計測は難しい。そのため、本研究による AMI と HAML によるスクリーニング対象者は、疼痛が少なく、両下肢へ均等な荷重ができる軽度から中程度の膝 OA が対象になると考えている。

臨床における使用上の課題としては、AMI においては、片下肢 4 点のランドマークへのマーカ貼付においては、計測時間が平均 44.7 秒であったため、臨床での現実的な使用が可能と思われる。しかし、テンプレートマッチングなどの作業は現在のところ手作業となっている。本研究において、その作業時間についてのデータはないが、臨床における計測時間の目標を一人 3 分以内とするためには、テンプレートマッチング、交点算出、外側角算出においては、自動的に行えるシステムの開発が必要であると思われる。また、現在は AMI と HAML においては、別々の作業となっているが、今後は同一の作業にて、これらを計測できるシステムが開発されることにより、より臨床的に使用可能な評価手法となると考える。

7.3 今後の展望

本邦における膝 OA の有病者数は約 2,530 万人、有症状患者数は約 800 万人と推定されており [8]、今後病院などの特定の施設以外においても AMI や HAML などによる膝 OA に対するアライメントのスクリーニングが必要になると考えられる。AMI と HAML を用いた使用の具体例としては、地域包括支援センターなどの主導による介護予防での展開が予想される。現在本邦では、2025 年（平成 37 年）を目途に、高齢者の尊厳の保持と自立生活の支援の目的のもとで、可能な限り住み慣れた地域で、自分らしい暮らしを人生の最期まで続けることができるよう、地域の包括的な支援・サービス提供体制（地域包括ケアシステム）の構築を推進している。その中でも地域包括支援センターは、地域の高齢者の総合相談、権利擁護や地域の支援体制づくり、介護予防の必要な援助などを行い、高齢者の保健医療の向上及び福祉の増進を包括的に支援することを目的とし、地域包括ケアシステムの実現に向けた中核的な機関として市町村が設置している。平成 24 年の調査によれば、全国で約 4300 か所が設置されている（ランチ（支所）を含めると 7000 か所以上） [9]。これらを踏まえると今後、地域包括支援センターなどでの膝 OA に対する介護予防のスクリーニングとしても AMI や HAML の導入が期待される。また、膝 OA に対するスクリーニング後においては、膝 OA の進行が認められた場合、早い段階で整形外科医に繋げられるよう、地域の計測者と整形外科医との連携が必要になると考える。このことは、保険医療関連職種（保健師・看護師）や保健医療関係者と連携する健康運動指導士などの職域拡大にも貢献できると予想される。AMI と HAML の評価手順としては、少しの時間で計測技術の習得が可能であり、場所を選ばず計測可能なため、今後膝 OA におけるアライメントのスクリーニングとして、広がりを見せることを期待したい。

本論文で示された AMI と HAML を活用した対象は膝 OA だけであり，下肢の運動器疾患の一部にすぎない．膝関節と後足部のアライメントの評価を必要とする運動器疾患は多く，特にスポーツ障害や下肢アライメントが成長過程で変化する子供への応用が期待される．その他にも病的変形を生じた膝および足関節のモデル解析，疾病に対する運動療法の結びつき，また，膝関節および後足部の構造の相違や装具や靴などによる変化などについて，ヒトの歩行を対象とした様々な研究に適用できると考える．さらに医療分野以外において，本研究の成果として提案した膝関節および後足部のアライメント計測手法を幅広く一般に応用する事により，個体差，年齢差としてのアライメントの相違の調査から，リハビリシューズ，スポーツシューズやウォーキングシューズの開発，さらには装具の開発など将来の様々な応用が期待される．本論文で示された体表からの膝関節および後足部アライメント計測法とその応用例は，膝 OA の疫学的研究，膝 OA の保存療法，リハビリテーション工学，バイオメカニクスのみならず，人間工学など多くの分野に応用可能であり，さらなる可能性を見せると考えられる．

参考文献

- [1] 赤木将男：変形性膝関節症の X 線像と痛み：解離はなぜ生じるのか. 臨床リウマチ. 27. pp.157-161. 2015.
- [2] van Dijk GM, Veenhof C, Lankhorst GJ, et al.: Limitations in activities in patients with osteoarthritis of the hip or knee: the relationship with body functions, comorbidity and cognitive functioning. *Disabil Rehabil.* 31. 1685-1691. 2009.
- [3] Sharma L, Song J, Dunlop D, et al: Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 69(11). 1940-1945. 2010.
- [4] 藤井陽生, 播戸谷勝三, 小早川和・他：思春期特発性側弯症患者の発見理由の検討. 整形外科と災害外科. 66. pp.58-61. 2017.
- [5] 青森県がん情報サービス
<http://gan-info.pref.aomori.jp/public/index.php/c10/2922-2017-07-07-08-54-41.html>
[閲覧日：2018年10月20日]
- [6] Hannan MT, Felson DT, Pincus T: Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in OA of the knee. *J Rheumatol.* 27. 1513-1517. 2000.
- [7] Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Karvonen-Gutierrez C, et al.: Isometric quadriceps strength in women with mild, moderate, and severe knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil.* 89. 541-548. 2010.
- [8] Yoshimura N: Epidemiology of osteoarthritis in Japan; the ROAD study. *Clin Calcium.* 21. pp.821-825. 2011.
- [9] 厚生労働省地域包括ケアシステム
www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/chiiki-houkatsu/ [閲覧日：2018年10月25日]

研究業績目録

1. 学術論文

T. Ohnishi, M.Hida, T.Nagasaki, C.Wada: Novel method for evaluation of frontal plane knee alignment using bony prominences in patients with osteoarthritis. J. Phys. Ther. Sci. 30. pp.1168-1172. 2018.

T. Ohnishi, M.Hida, Y.Nakamura, C.Wada: Novel method for evaluation of hindfoot alignment in weight-bearing position using laser beam. J. Phys. Ther. Sci. 30. pp.474-478. 2018.

2. 国際会議（査読付）

T. Onishi, M.Hida, Y. Nakamura, E.Ozawa, T.Wada, T.Honda, C.Wada: Novel method for evaluation of subtalar joint alignment under weight-bearing conditions using laser beam under weight-bearing conditions using laser beam. World Confederation for Physical Thraphy. RR-PO-06-08-Sat. pp.1144–1145. 2015. Singapore

3. 学会・研究会発表

大西忠輔, 山口浩史, 倉田明賢, 坂本虎雄, 林駿介, 浜達哉, 和田親宗, 井野秀一, 青柳幸利, : 脳卒中重度化予防に対する実践：駒ヶ根市と自治体病院の取り組み. 第4回日本予防理学療法学会サテライト集会(川越). pp.27. 2018.

大西忠輔, 山口浩史, 小澤恵美, 小山貴志, 井野秀一, 本田哲三, 和田親宗, : 行政介護予防事業参加に対する装具アンケート調査報告. 第53回日本リハビリテーション医学会学術集会(京都). pp.146. 2016.

和田親宗, 大西忠輔, : 体表画像を用いた前額面膝関節アライメントの計測: Frontal Knee Joint Alignment Measurement from a Body Surface Camera Image. 電子情報通信学会技術研究報告. 福祉情報工学会 WIT(甲府). 116(139). pp.21-22. 2016.

山口高勲, 大西忠輔, 肥田光正, 和田親宗, : 変形性膝関節症予防のためのカメラ画像を用いた前額面膝関節アライメント計測の試み. 電子情報通信学会技術研究報告. 福祉

情報工学研究会 WIT (下関). 115(269). pp.51-54. 2015.

大西忠輔, 本田哲三, 小澤恵美, 山口浩史, 上野智美, 松原智文, 小山貴志, 和田親宗, : 行政介護予防事業への参加経験～義肢装具士の立場から～. 第 52 回日本リハビリテーション医学会学術集会(新潟). pp.451. 2015.

大西忠輔, 中村幸男, 和田健征, 井野秀一, 佐藤満, 肥田光正, 山口浩史, 小澤恵美, 和田親宗, 加藤博之, 本田哲三, : レーザー光を用いた距骨下関節アライメント計測法の開発. 電子情報通信学会技術研究報告. WIT 福祉情報工学(つくば). 113(481). pp.61-65. 2014.

大西忠輔, 井野秀一, 佐藤満, 中村幸男, 和田親宗, 本田哲三, 肥田光正, : 後足部アライメントと母趾感覚閾値の関係についての検証. 第 21 回日本義肢装具士協会学術大会(金沢). pp.128. 2014.

謝辞

本研究の計画立案から論文執筆，発表用スライド作成に至るまで，九州工業大学大学院 生命体工学研究科の和田親宗教授に多大なるご指導を賜りました。暖かく，そして丁寧な福祉工学の素晴らしさ，厳しさについてご教授賜りましたこと衷心より感謝の意を表します。また大変ご多忙な中，貴重なお時間を割いて頂きご指導，ご助言を賜りました九州工業大学大学院生命体工学 研究科の夏目季代久教授，平木場浩二教授，宮本弘之准教授に深謝申し上げます。訂正論文にも繰り返し目を通していただき，論文の細部にわたって懇切丁寧にご助言いただいたことにより，論旨をより明確にすることができました。さらに，実験や解析を行うにあたり，ご協力いただいた九州工業大学大学院生命体工学研究科・人間知能システム工学専攻博士前期課程修了生の山口高敏氏，そして人間機能代行システム研究室のすべての皆様に心より感謝申し上げます。

本研究を進めるにあたり，信州大学医学部附属病院整形外科講師・中村幸男先生，昭和伊南総合病院整形外科科長の宮澤隆志先生には本研究に協力して下さる膝 OA 者を紹介していただくとともに，本研究にとって必要不可欠であった単純 X 線画像の撮影の協力をいただきました。昭和伊南総合病院リハビリテーション技術科のスタッフの皆様には計測の準備や計測中の膝 OA 者のサポートなど，様々な面でご配慮いただきました。そして，患者様であった本研究に協力していただきました膝 OA 者は，自身の健康が優れない状態であったにも関わらず，本研に参加くださいました。皆様のご協力のおかげで本研究を遂行することができたことに心より感謝申し上げます。

さらに，国立研究開発法人産業技術総合研究所 人間情報研究部門 総括研究主幹・井野 秀一先生には，研究の経験がほとんどない私を長年に渡りご指導賜り，博士課程に進む道を示してくださいました。元大阪産業大学名誉教授・山本哲朗先生には，私が社会人として業務の傍ら博士課程に進むことに，どうしても思い切れなかったスタート時に激励の言葉をいただき，前進することができました。飯能靖和病院リハビリテーションセンター・センター長・本田哲三先生には，研究者および医療者のあるべき姿を自らの実践を通して，教えてくださいました。こうした諸先生方のご指導とご支援がなければ本研究の遂行のみならず，人の QOL に関わる研究という素晴らしい世界に出会うこともなかったと思います。ここに記して諸先生方に対する深潭なる感謝の意を表します。

最後に，病気と闘いながらも私を励ましてくれた長男，いつも笑顔で癒してくれた次男，そして，いつも私の都合に合わせて支援し続けてくれた妻に，心から「ありがとう」と感謝を伝えたい。