

学位論文（博士）

膝・足関節機能の
生物機械工学的評価に関する研究
**Biomechanical Research
on Mechanism of Lower Extremity Joints**

寺島 正二郎

新潟大学大学院 自然科学研究科 博士後期課程
生産科学専攻

膝・足関節機能の生物機械工学的評価に関する研究

Biomechanical Research
on Mechanism of Lower Extremity Joints

博士論文目次

目次	(1)
第1章 緒論	(4)
第2章 下肢関節の運動機能とバイオメカニクス	(19)
2.1 緒言	(19)
2.2 下肢関節のバイオメカニクス	(19)
2.2.1 解剖学的面と方向の定義	(19)
2.2.2 股関節	(21)
2.2.3 膝関節	(23)
2.2.4 足関節	(26)
2.2.5 下肢のアライメント	(30)
2.3 下肢における疾患とその治療方法	(36)
2.4 歩行動作	(41)
2.5 結言	(44)
第3章 関節運動の測定	(45)
3.1 緒言	(45)
3.2 測定理論	(46)
3.2.1 オイラー角の算出	(46)
3.2.2 座標変換の関節運動への応用	(52)
3.2.3 ゴニオメータを用いた関節運動測定	(56)
3.3 運動解析システムの信頼性	(63)
3.3.1 はじめに	(63)
3.3.2 対象および実験方法	(64)

3.3.3	結果	(66)
3.3.4	考察	(68)
3.4	結言	(71)
第4章	膝関節機能の評価	(72)
4.1	緒言	(72)
4.2	OAの発症・進行要因についての検討	(72)
4.2.1	OA膝における特徴	(72)
4.2.2	健常者における性差・年齢差	(74)
4.2.3	OA患者の関節運動と骨欠損の関係	(86)
4.2.4	OAの発症・進行因子	(91)
4.3	OA治療における問題点の検討	(93)
4.3.1	現在のOA治療における問題点	(93)
4.3.2	HTOにおけるアライメント設定	(96)
4.3.3	TKR後患者における運動機能の評価	(106)
4.3.4	TKR後における ストレスシールドに関する検討	(112)
4.3.5	OA治療の方向性	(121)
4.4	結言	(122)
第5章	足関節機能の評価	(123)
5.1	緒言	(123)
5.2	足関節への機能評価の応用	(123)
5.2.1	足関節固定術後の歩行解析	(123)
5.2.2	足関節の運動と関節内圧力	(135)
5.3	結言	(144)
第6章	結論	(145)
付録1	DLT法を用いた関節運動の測定	(149)
付1.1	DLT法	(149)

付1.2	DLT法の関節運動への応用	(156)
付録2	圧力測定システム	(160)
付2.1	圧力センサの構造	(160)
付2.2	圧力センサの測定原理	(163)
付録3	下肢アライメント測定システム	(165)
付3.1	3次元下肢アライメント	(165)
付3.2	2方向X線撮影法	(167)
参考文献		(175)
謝辞		(191)

第1章

緒 論

生体には、機械やロボットには決して真似することのできない、まさに神秘的とも言えるべき営みがある。それ故、生体の機能や活動を捉えることは非常に難しいが決して興味の尽きない対象である。人間の運動機能を例にとっても、日常生活やスポーツなどで体を動かす際に骨や筋には如何なる力が作用し、どのような運動が行われているかについてはかなり以前から整形外科医、理学療法士、機能訓練士などの間で議論の的となってきた。また、これらを検討することによって解明された部分も多く、現代の整形外科やスポーツの分野で重要な基礎的知見となっている。その一方で、未だに解明されていない部分も数多く存在する。しかし、近年の医療は技術的にも臨床的にも格段の進歩を遂げ、今まで解明不可能であったいくつかの疾患についてもその発症原因の解明がなされ治療を可能としている。この医療分野における進歩の歴史はバイオメカニクス（生体力学）の歴史と言っても過言ではない。バイオメカニクスは生体の運動器官やそれらの機能を機械工学的観点から理論的に評価する学問であり、近年のめざましいコンピュータや工業技術の発展に併せて急激に進歩してきた。また、工学者の持つ知識や高い技術力を医療分野に応用する手段としてバイオメカニクスを捉えた場合、既に多大な社会貢献をなしており高い評価が与えられている。

一方、このバイオメカニクスによって早急な検討が望まれている項目の1つとして、加齢疾患に対する医療の確立と福祉の充実が挙げられる。加齢に起因した疾患、すなわち、退行性変性疾患として癌、くも膜下出血、骨粗鬆症、リウマチ炎、変形性関節症（osteoarthritis 以下、OA）などが知られており、発症患者数が多いこともあってこれらの予防および治療法の確立は社会的に急務である。中でも死に直接繋がる疾患については従来から盛んに研究が行われてきたが、整形外科分野における関節リウマチ炎やOAは死に直

結しないことから軽視されてきた。しかし、OAは発生頻度が非常に高く、患者は苦痛を伴うために行動の制約を受け、体力の減少を招く。また、行動量の減少から老人性痴呆症等を誘発し、強いては「寝たきり」になることもある。一方、現代社会では「人間らしさ」が強く望まれ、高齢者も楽しく充実した社会生活を過ごすために生き甲斐を見つけ、自らが社会に現役参加していることを自覚することが重要となっている。そのために高齢者の多くが「いつまでも自分の思いどおりに行動ができる」ことを切望し、その基本条件として「自由に歩行ができる」ことを挙げている。これらのことから、人間らしさの基本を妨げるOAなどの疾患は高齢者にとって深刻な問題と言える。また、日本においては1994年に高齢者の対人口割合が14パーセントを越え、世界有数の高齢社会国となった。総務庁の調べによると今後も日本における高齢者の割合は増え続け、2020年には人口の25パーセントまでに達し、世界第1位の高齢大国となることが予想されている。従って、生き甲斐のある生活とその実現のための最低条件である運動機能の維持を願う高齢者数はさらに増加することから、OAの発症原因解明と治療方法の確立に向けた積極的な研究と医療活動が求められている。

このような社会的背景により、現在の医療には疾患の発症原因解明と予防医学の確立および治療方法の改善とより良いリハビリ指導への対応が最も求められている。ここで、高齢者人口の増加傾向を考慮した場合、治療法の改善や医療施設の増設および充実のみでは近い将来に医療事情の悪化が予想され、このような事態を避けるためには予防医療の確立を目指すことが極めて重要である。また、従来の医療は医師の経験と勘によって治療が行われてきたために、疾患に対する発症メカニズムの解明などは困難であった。しかし、この整形外科分野におけるOAなどは疾患関節に作用している外力や運動などを求め、バイオメカニクスの観点から評価を行うことによりその発症原因に関する検討が可能になると思われる。

また、治療方法の改善とより良いリハビリ指導について検討した場合、現在では、OA治療の1手法である高位脛骨骨切り術（以下、

H T O)における手術計画は実際の骨配列が3次元であるにもかかわらず、正面X線画像を基に2次元的な検討がなされている。また、人工関節置換術 (Total Knee Repracement または Total Knee Arthroplasty 以下、TKR) は手術後に転倒者数の増加がみられるのではないかという疑問に対して、TKRと関節の屈曲角度に対する知覚低下 (関節の運動機能の低下) と転倒との因果関係については明らかにされていない。さらに、TKR後に人工関節と骨との境界面で緩み (ルースニング) を生ずる症例が多く報告され、問題視されている。この様に、OA治療には様々な問題が残されており、より良い治療を目指すためにはこれら1つ1つについてバイオメカニクスの観点から検討を行い、解決してゆく必要がある。

また、リハビリテーション分野においてはリハビリの指導計画などはバイオメカニクスにより容易に検討可能であるにもかかわらず、実際の医療現場に反映されない場合が多い。個々の患者の筋力および関節運動などの測定を行い、それぞれの治療目標値と測定結果の比較を行うことにより最適なりハビリ指導が容易に実現可能となる。

以上で述べた治療方法の改善や最適なりハビリ指導の必要性は、治療に要する時間を短縮させるのみではなく、医療費の削減にも繋がるため極めて重要である。そのためにも、日常生活やスポーツ、作業などにおいて関節にどの程度荷重が作用し、またどのような運動を行っているかを評価することが重要である。

従来から、バイオメカニクスの研究により進歩、発達してきた医療機器の代表例として、人工関節を挙げることができる。TKRは、OAに関する治療法の1つであり、古くは1890年にGluckによるIvory total knee joint replacementに始まった。また、1963年にCharnleyが現在の人工関節の原型を創って以来、耐食性に優れた材料の研究がなされ、生体内で毒性を示さない生体親和性のある材料の開発や材料強度の向上が実現したこともあり、人工関節の信頼性や機能性が大きく向上している。さらに、より生体に近い機能を発揮させるための人工関節のデザインおよび設計などではバイオメカニクスの知見に基づく検討がなされ、大きな変化・進展が見

られる。

他方、バイオメカニクスは福祉の分野でも応用されており、近年、高齢者の自立や生き甲斐ある人生支援のため、自立支援機器や介護支援機器などの開発や導入において大きな役割を果たしている。また、約5年前から工業技術院は福祉の家 (ウェルフェアテクノハウス) と呼ばれる施設を全国に設置し、福祉機器の開発と一般市民への認識向上を謀っている。これらの施設は、自立を目指す高齢者の支援を目的としたフロアと寝たきり患者の介護を想定したフロアを有し、高齢者や障害者の滞在を通して福祉機器の評価や改善を行っている。

このように、バイオメカニクスの研究は医療福祉分野に幅広く応用されると共に社会に大きく貢献しているが、未解明の疾患や改良の余地を残す治療法も多く存在するため、さらなる進展が求められている。そこで、これまで行われてきた研究や報告を検討に用いた対象や手法について分類すると共に、そこに存在する問題点を検討する。

バイオメカニクスにおける主な研究対象としては、以下に挙げるような分野がある。

- 1) 関節や骨格を対象とした力学解析や運動解析
- 2) 人工心臓などに代表される人工臓器の開発
- 3) 血液や組織液など、生体の循環器系を扱った流体力学
- 4) 骨組織を微視的または巨視的に扱った骨組織材料学
- 5) 生体内材料や医療材料の開発
- 6) 義肢または装具の開発
- 7) リハビリテーションの改善
- 8) スポーツ用品の改良
- 9) 自動車などにおける安全対策部品の検討

この様に、研究の対象は多岐に及んでいるが、これらの基本は機械工学的観点に基づいた生体機能の評価にある。特に、本研究の検

討対象であるOAなどの疾患に関しては、関節機能を運動学および力学の両面から解析することが重要である。そこで、関節機能の評価に対する研究を分類すると、生体を用いた研究(in Vivo)と切断肢を用いた研究(in Vitro)があり、またそれぞれにおいて運動面から評価を行った研究と力学面から検討を行った研究がある。さらに、これらの実験的手法とは別に計算による運動および力学的検討手法がある。そこで、これらの分類に沿って従来から行われてきた研究とそこに存在する問題点を整理する。

<in Vivoにおける運動解析手法>

解析対象となる被験者の歩行動作などを測定・解析する手法であり、歩行解析やスポーツにおける動作解析などはすべてここに分類される。この手法における長所として、実験に生体を用いるため、対象とする運動および力学的環境を完全かつ容易に再現することが可能である。但し、この測定は原則的に非侵襲測定に限られるため、非侵襲測定に起因した誤差が含まれる。このため、極めて詳細な関節運動や力学的状況を直接測定することは不可能である。

測定に用いるシステムの種類としては、次のような種類がある。

1) 多方向ビデオ撮影法

測定対象物を多方向からビデオ撮影を行い、各ビデオから得られる2次元画像を合成することにより3次元運動の測定を行う方法である。この多方向ビデオ撮影法を用いて連続的に生体各部の運動測定を行った研究として、跳躍動作¹⁷⁾やスポーツ時の運動を測定した報告¹⁸⁾がある。しかし、この手法における測定誤差は常に一定ではなく、測定対象物との測定距離の増加に伴い誤差が増大するという問題点を持つ。

2) VICONおよびモデル解析

VICONおよびモデル解析を利用した方法は多方向ビデオ撮影法と同様な理論に基づいて行われるが、測定対象物の認知にビデオだけではなく赤外線などを用いた手法もある。また、体における各

部位の位置と全体重に対する各部位の重量割合を考え合わせることで、体重心の移動経路を求めた研究^{19) - 30)}などがある。しかし、これらの研究の問題点として、各部位の比体重量は個人差が大きいため絶対的な運動評価とは成り得ないことが挙げられる。また、これらの研究はリハビリ中の患者の運動評価や治療後の成績評価などには有効であるが、OAの発症メカニズムの解明に結び付けることは難しい。

3) ゴニオメータ

ゴニオメータを用いた方法は、測定対象となる関節部に固定するだけで容易に動的かつ3次元、高精度な運動測定が可能なシステムである。一般に3次元空間内における位置と姿勢を決定するためには6自由度を必要とすることから、ゴニオメータの持つ自由度も6であることが多いが、まれに3自由度の回転運動のみ測定可能なシステムも存在する。この手法の代表的な研究例として、OA患者の関節運動の測定をゴニオメータを用いて行った研究報告^{46) - 59)}がある。

4) その他

上記以外の手法として、加速時計やジャイロを用いた研究があるが初期条件の設定の難しさから多用されていない。また、超音波や磁場を利用した測定方法も提案されているが、測定範囲の大きさや周辺に存在する磁場の影響などの測定環境における制約が大きい。

<in Vitroにおける運動解析手法>

屍体もしくは、その一部である切断肢を使用して測定を行う研究であり、生体を対象とした測定が不可能であった場合に用いられることが多い。この実験の特徴は、屍体を用いているために非侵襲的手法に限定される必要が無く、測定機器を直接測定対象に取り付けられることから詳細な関節運動を直接測定することが可能である。しかし、この測定手法の場合、生理的な筋力の再現が非常に困難であるため、本来の生体運動とは多少異なった結果を示すという短所

を持つ。従って、この手法を用いる際には、実際の生体状況を適宜簡略化させたシミュレーション実験を行う場合が多い。

測定に用いるシステムの種類としては、次のような種類がある。

1) 2方向X線撮影

解析対象物に直接マーカを設置し、2方向から撮影したX線画像より各マーカの3次元運動を算出する方法である。この方法は、X線撮影を行った瞬間における各マーカの位置関係の算出は可能であるが、動的測定は不可能である。

この例として、死体の関節内部に鋼球を埋め込み、様々な関節肢位においてX線撮影を行い準動的に関節運動を測定した報告^{31) - 35)}がある。

2) 多方向ビデオ撮影法

測定原理などは、前述の生体を用いた運動測定の項目で記述した内容と同じであるが、侵襲的にマーカなどの設置が可能なため評価対象の詳細な運動解析が可能である。

3) ゴニオメータ

2)と同様に、測定原理などは前述と同じである。また、この手法は侵襲的にゴニオメータを固定することが可能なために、生体計測などのように軟部組織による誤差を含まない利点を有する。

<in Vivoにおける力学解析手法>

この手法における長所として、実験に生体を用いるため、対象とする運動および力学的環境を完全にかつ容易に再現することが可能である。但し、この実験も生体を対象としているために非侵襲的に測定を行う必要がある。

この実験は静的実験と動的実験法の2手法に大別可能であり、この測定には次のような種類がある。

1) アライメント測定

骨格系における骨同士の配列をアライメントと呼び、特に下肢におけるアライメント（以下、下肢アライメント）は疾患とそこに作用する荷重の関係を解き明かす上で重要視されている。下肢アライメントの指標としては大腿骨と脛骨のなす角である **Femoro-Tibian Angle**（以下、F T A）と、大腿骨骨頭中心から距骨中心を結んだ直線、すなわち **Mikulicz Line** があり、下肢全体の撮影が可能な長尺レントゲン写真画像より算出する。また、この指標は動作中においては算出不可能であるため、静的条件下のみの検討である。

このアライメントに関する研究例として、OA患者の下肢アライメントは健常者などのそれと比較して有意に内反傾向にあることなどが報告されている^{6) - 8)}。

2) 床反力およびパワーの測定

動的な力学測定例として、歩行、跳躍、階段昇降動作中に作用している力を床反力計などを用いて測定した研究^{9) - 12)}がある。用いる床反力計には1軸または3軸のタイプがあり、1軸性のものは垂直成分のみ、3軸タイプは垂直成分の他、前後左右方向の各力成分を算出可能である。また、床反力などから測定された力と四肢の長さの積を求めることにより、関節で発揮されているパワーの算出を行った研究^{13) - 16)}もある。これらの手法による関節の評価は、リハビリなどにおいて患者の治癒の程度を調べる上では有効な手法であるが、関節疾患の発症メカニズム解明などに指針を与えるには至らない。

<in Vitroにおける力学解析手法>

関節内の応力測定などは関節内にセンサを挿入する必要があることから生体を用いた実験が不可能であるため、切断肢を用いて研究を行う。しかし、この屍体を用いた測定系は、前述のように生理的な運動や筋力の再現が非常に困難であるため、本来の力学環境とは多少異なった結果を示すという短所を持つ。従って、この手法においても実際の生体状況を簡略化の上、シミュレート実験を行う場合が多い。

この測定に用いられるシステムの種類として、次のようなものが挙げられる。

1) 感圧フィルム (プレスケール)

感圧フィルムは図1-1に示すように、2枚1組のフィルム構造となっており、AおよびCフィルム上にはそれぞれ発色剤の入ったマイクロカプセルまたは顕色剤が層状に塗布されている。ここで、外力によりこのマイクロカプセルが破壊されると、マイクロカプセルから放出された無色の染料が顕色剤と化学反応を起こして発色する仕組みとなっている。厚さも $200\mu\text{m}$ と非常に薄く、測定部に挿入するだけで簡便に接触領域の測定が可能であるため、従来から多く用いられてきた。このため、この手法を基に関節内の接触領域や接触圧力値の算出を行った報告^{37) - 42)}は多く存在している。

しかし、構造上の問題として2枚のフィルム間に作用するせん断力に対しても非常に敏感であり、センサ挿入時などの測定準備段階で発色してしまうことも多い他、複雑な形状部の測定時にはフィルム面がシワになってしまうために不向きである。また、圧力値は発色濃度を測ることにより求められるが測定精度はあまり良くない。また、この手法での動的計測は不可能である。

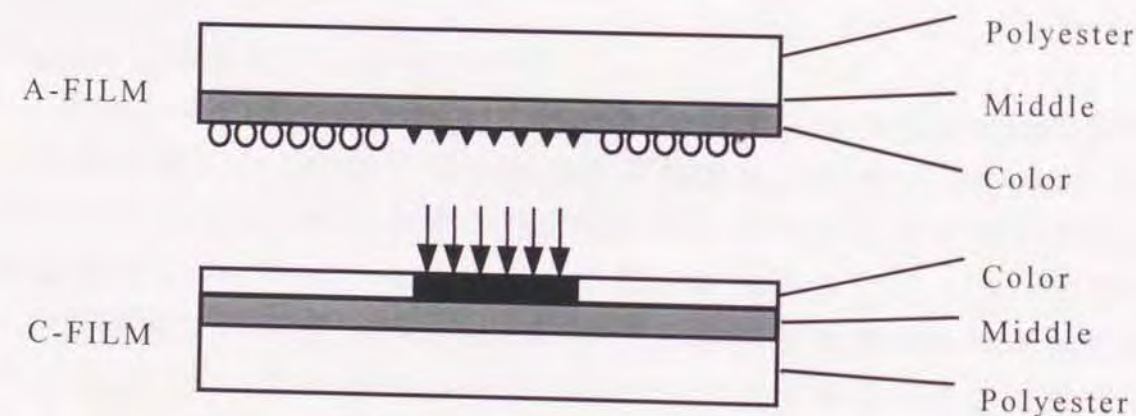


図1-1 感圧フィルムの構造

2) 小型ロードセル

関節に作用する応力の測定を行う場合には、センサの形状問題から対象となる測定面に加工挿入する必要がある。このため、関節内の生理的環境を破壊してしまう危険性を有しているが、測定精度は非常に高い。一般に、流体を対象とした計測には多用されている。

3) 圧電素子

応力や加速度を与えると表面に分極電荷が現れる圧電素子を利用した実験手法がある。しかし、この圧電センサは微分型センサであるために瞬間的な外力の変化は容易に測定可能であるが、静的条件下における測定には不向きである。

4) ひずみゲージ

測定対象物にひずみゲージを貼付することによって、そこに生じているひずみの測定を行う。この手法は、簡便に測定が可能のために多用されている。

<計算による運動解析手法>

CTやMRIなどの情報を基に、解析対象物の形状をコンピュータ上でモデル化し、必要な条件を規定した上で数値計算によるシミュレーション解析を行う方法である。計算による運動解析のとしては、剛体バネモデル(RBSM)法がもっとも一般的である。この方法は、解析ソフトも市販されており、これらを必要に応じて改良することによって十分検討が可能である。また、大がかりな実験装置や被験者の協力が不要である他、屍体などを用いずに解析ができるために従来より多くの研究が成されており、関節を剛体とバネのモデルに置き換えて解析した報告¹⁶⁷⁾も見られる。しかし、生体の関節などを解析対象とする場合、骨や筋、靱帯などの機械的強度などが明確になっていないことや、それらの数値は各部位によって異なるために生体に忠実なモデルの作成が困難である。

また、この他の方法として関節の近接度という指標を基に、運動解析並びに接触領域の検討を行う手法がある。この手法は、予め、

関節などの解析対象物の形状情報を必要とするのみではなく、解析基準となる対象物の運動を測定しておく必要がある。解析方法の概略としては、解析対象物の相対位置が互いの輪郭線を越えないように条件設定を行い、コンピュータ画面上で運動させる。また、両者の接触状況は近接度として距離により表され、ここから近似的な接触領域も算出される。

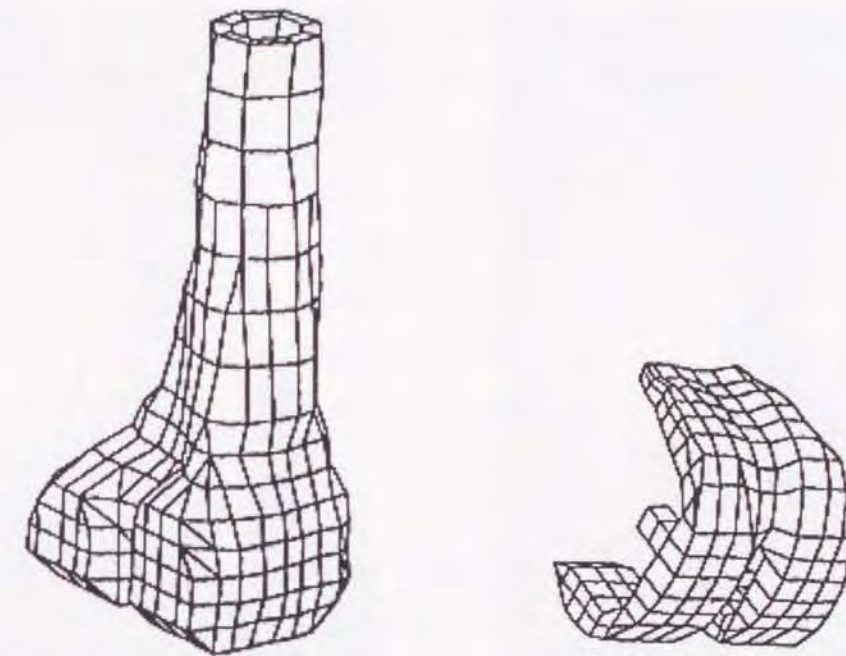
<計算による力学解析手法>

先と同様に、CTなどの情報を基にコンピュータ上でモデルを作成し、計算によるシミュレーションを行う方法がある。関節内部の応力を計算によって求める解析手法の代表としてFEMがある。FEMは図1-2の(a)に示すように、対象物を多くの4角形もしくは3角形に分割し、応力の状態が各格子ごとに連続となるように計算を行い、解析対象における各部の応力を求める手法である。また、FEMによる計算結果の例を図1-2の(b)に示した。さらに、FEMにも2次元と3次元解析があり、近年のコンピュータにおける処理能力の向上により対象物を非常に細かい要素に区切った3次元FEMが行われるようになった。また、この方法の利点は容易に解析対象における内部の応力状態が確認できることにあるが、数値解析であるために設定条件によって解が全く異なる場合がある。

<その他>

図1-3に示すように、光弾性を利用した2次元および3次元の内部応力の測定法がある。光弾性実験は基本的に2次元解析であるが3次元的に応力解析を行う場合、立体的に作成した測定対象物の応力凍結を行い、そこから試験片を適当な厚さで切り出し解析を行う。また、これらの解析結果を奥行き方向に合成することにより3次元的な応力解析を行う。

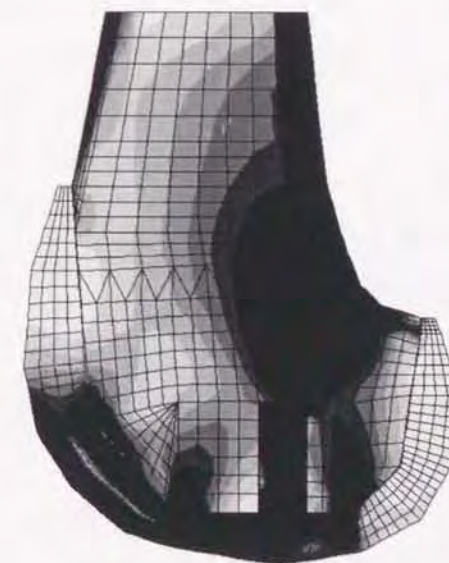
これらの手法により、膝関節^{175), 176)}、足関節¹⁷⁷⁾、椎体^{178) - 180)}などを対象とした報告がみられる。



TKR時の骨モデル

人工関節のモデル

(a) FEM解析に用いるモデルの作成例



(a) FEM解析による結果例

図1-2 FEM解析



人工関節のセメント固定

人工関節のセメントレス固定

図1-3 光弾性を利用した力学検討

このように多種多様な研究が報告されているが、現在の医療に求められている2つの対応、すなわち発症メカニズムの解明と治療法改善を行うための一貫した見解は得られていない。すなわち、関節の運動計測においては動的かつ3次元測定が必要不可欠であり、力学的検討においては動的測定が重要である。さらに、運動と力学状態は個々に評価を行うのではなく両者を併せて検討することが重要と考えられるが、これらを満足する研究は報告されていない。そこで、本研究では膝関節におけるOAに注目して、その発症のメカニズムを運動力学の観点から検討を行うと共に、現在行われている治療法における疑問点や問題点を明らかにし、その改善指針を明示することを目的とした。

本論文は「膝・足関節機能の生物機械工学的評価に関する研究」

と題し、以下のように構成する。

第1章「緒論」では、本研究に関連する背景と意義について記述すると共に、従来から行われてきた研究をまとめ、そこで得られた見解から本研究の方向性を決定した。また、本論文の概要についても記述した。

第2章「下肢関節の運動機能とバイオメカニクス」では、下肢関節における疾患の検討を行う上で必要となるバイオメカニクスの知識や疾患の名称およびその症状について記述した。また、現在、これらの疾患に対して行われている評価方法や治療方法についても明示した。

第3章「関節運動の測定」において、本研究で用いた関節の運動測定法について示した。まず、実際の臨床応用を考慮した場合、関節の運動測定には短時間、非侵襲、動的、3次元、かつ高精度などの条件が求められる。しかし、現状ではこれらの条件を全て満足する方法は極めて少ない。そこで本研究では、これらの条件を満足する関節運動の評価手法として6つのポテンショメータから構成され、空間的な位置と姿勢が随時測定可能なゴニオメータを用いた測定システムを提案し、この測定システムの理論および測定原理について記述した。また、関節の運動測定システムにおける信頼性について検討を行った。我々は膝関節の運動測定時にゴニオメータを大腿骨、脛骨のそれぞれの外側にベルクロストラップを用いて固定している。しかし、この固定方法の問題点として、測定時に本来の測定対象である骨の運動を捉えているのではなく軟部組織の運動を捉えているのではないかという、固定法に起因した軟部組織による誤差が危惧されてきた。そこで、本固定法における軟部組織の影響を検討するために、k-wireを用いて直接骨にゴニオメータを固定して測定した運動結果とベルクロストラップにより固定した際の結果の比較を行った。この結果よりベルクロストラップ固定法による測定システムの信頼性について検討すると共に、従来測定することが出来なかった膝関節における詳細な運動測定を行った。

第4章「膝関節機能の評価」では、OA膝の発症原因と治療法における問題点を運動力学的観点から検討した。4.2節では「OA

の発症・進行要因についての検討」として健常者および進行期OA患者の膝関節機能の評価を行った。まず、実際のOAの発症に性差や年齢差が認められることから、健常者における膝関節運動や下肢アライメントの性差および年齢差に注目してOA発症における危険因子を検討した。また、進行期OA患者の膝関節運動と骨欠損部の関連性からOA進行の要因を追求した。続く4.3節では「OA治療における問題点の検討」としてOA膝に対する治療の1手法であるHTOおよびTKRにおいて極めて重要と考えられる問題点について検討を行った。まず、HTOの最重要点である、術前の手術計画におけるアライメントの設定法について問題点を指摘した。さらに、TKR後の患者において危惧される関節の屈曲角度に対する知覚低下の有無について、同年代の健常者や手術法の異なる患者間で比較を行うことにより検討した。また、TKRにおいて最大の問題点となっているストレスシールドとルースニングに関して実験的に検討を行った。

第5章の「足関節機能の評価」では、足関節における関節機能の評価を運動力学的に行った。まず、足関節固定術後の関節機能の低下、固定術による膝関節機能への影響や代償機能について検討を行うと共に、足関節固定に起因した2次的疾患の危険性を明示した。次に、足関節の運動と関節内の接触領域の測定を同時に行い、捻挫に伴う関節機能の変化について評価を行った。

第6章「結論」においては、本研究で得られた結果を統括した。

第2章

下肢関節の運動機能とバイメカニクス

2.1 緒言

工学分野には工学分野特有の専門的な用語があり、医学分野においてもそれは同様である。バイオメカニクスはこれら工学と医学の複合した領域に位置するために両分野の知識を必要とする。そこで第2章ではバイメカニクス分野を研究するにあたり、必要不可欠な医学知識として下肢における解剖学的用語、発生しやすい疾患とその治療方法などについて述べる。

2.2 下肢関節のバイメカニクス

2.2.1 解剖学的面と方向の定義

図2-1に示すようにヒトが両足を揃え、顔、眼、掌(手のひら)を前方に向けて直立した状態を解剖学的正位(anatomical position)と呼び、この解剖学的正位について面と方向を定義する。

一般に、3次元空間内で互いに直行する平面は3平面考えられる。この場合についても同様で、図2-1に示したように3平面を考え、それぞれを前額面(coronal plane)、矢状面(sagittal plane)、横断面(水平面 horizontal plane)と呼ぶ。

解剖学的方向としては前額面に対して、人の正面側を前方(anterior)、背面側を後方(posterior)とする。また、前額面と横断面により作られる直線上で、体の中央に向かう方向を内側(medial)、外側へ向かう方向を外側(lateral)とする。さらに、前額面と矢状面により作られる直線上で、心臓から遠く離れる方向を遠位(distal)、心臓に近づく方向を近位(proximal)と呼ぶ。

本研究では内・外側方向をX軸、前・後方向をY軸、近・遠位方

向をZ軸として解析を行った。各関節における運動のパラメータについては後述する。

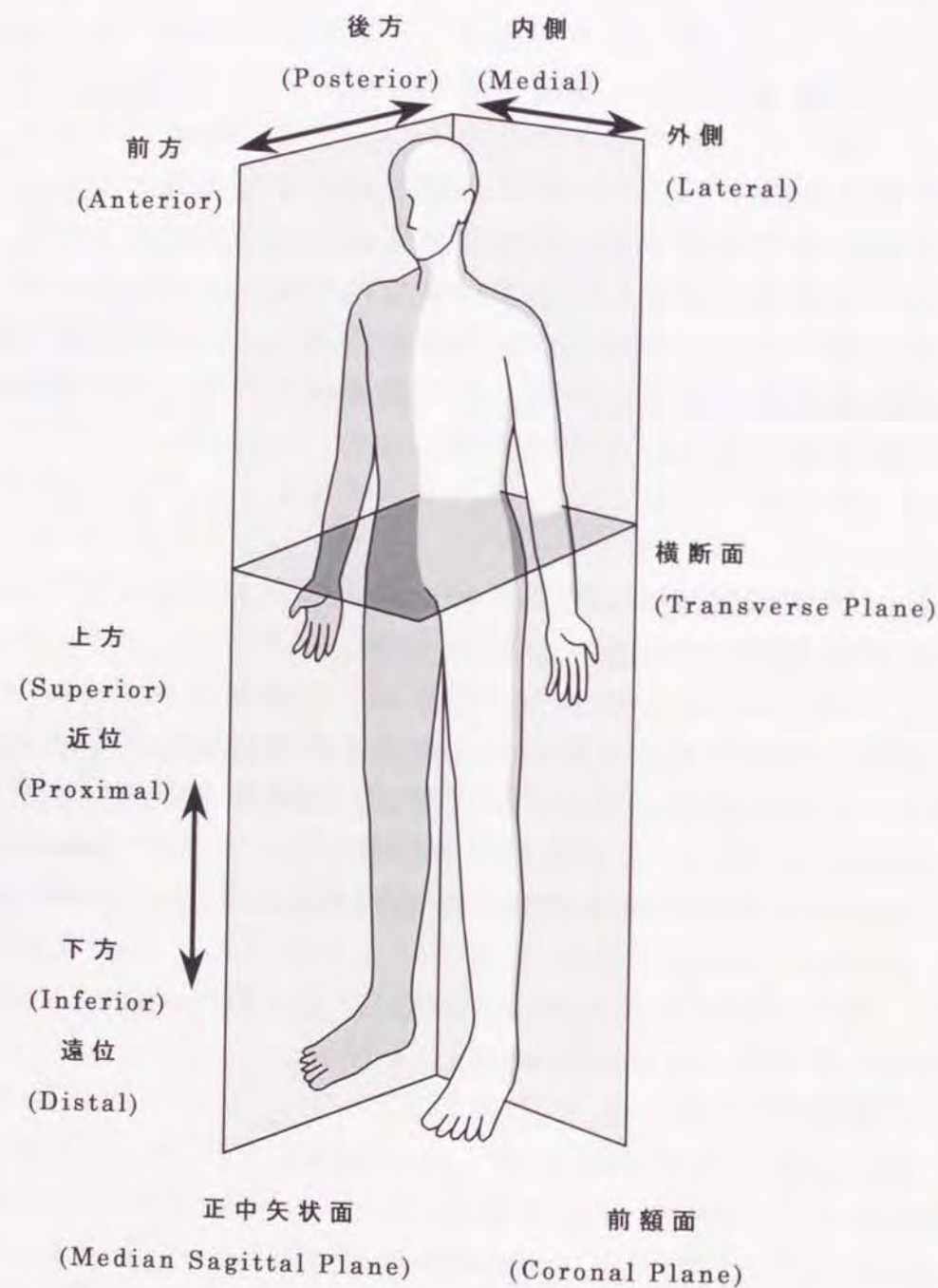


図 2-1 解剖学的な面と方向

2.2.2 股関節

股関節は体幹部分と下肢とを結び付け、肩関節と同様に人体を代表する球関節の1つである。関節の主たる役割として荷重支持と可動性の確保が挙げられるが、肩関節は大きな可動域の確保のために支持機能を多少犠牲にしているのに対して、股関節は体重の支持が必要不可欠であるために可動域は肩関節に比べ小さい。このように、股関節は骨盤で受け止めた体幹の荷重を下肢に伝達するのみでなく、歩行・走行に必要な可動域を持った関節であるため、それに適合した構造を持っている。ここでは股関節を形成している骨と、その周辺をとりまいて骨および軟部組織について述べる。

上半身の体重を下肢に伝える骨盤は単一の骨ではなく、左右の寛骨(oscoxae)とそれらの中間にある仙骨、尾骨の3つから構成されている。また、寛骨は図2-2に示すように、腸骨(ilium)、坐骨(ischum)、恥骨(pubis)と3つの骨から構成されるが、成人するとそれらは互いに癒合して単一の骨となることが知られている。従って、成人後にはこれら腸骨、坐骨、恥骨間に関節としての機能は存在しない。

寛骨の下方には人体の全骨格の中で最大の管状長骨(長管骨)である大腿骨(femur)があり、大腿骨の近位端部分には球状で、その2/3が滑らかな硝子様軟骨の関節面で覆われている大腿骨頭(head of femur)がある。この大腿骨頭は図2-3に示すように、先の寛骨の一部分ある寛骨臼という臼状のくぼみにはまり込むことにより股関節が形成される。また、この関節に十分な安定性を与えるために輪帯、腸骨大腿靭帯、恥骨大腿靭帯、大腿直筋などの強力な靭帯や筋肉が関節の周囲を取り巻いている。

股関節の運動の方向を図2-4の如く定義する。股関節の運動は寛骨(骨盤)に対する大腿骨の相対運動として扱うことができるが、股関節は球関節であるために、並進運動は起こり得ない。そこでXYZ各軸まわりの回転運動について規定する。X軸まわりに腿を持ち上げる運動を屈曲(Flexion)、これとは逆に腿を後ろへ伸ばす運動を伸展(Extension)と呼び、Y軸まわりに下肢全体を横方向へ

持ち上げる動作を外転 (Abduction), この逆で両足を閉じるように下肢全体を下に降ろす動作を内転 (Adduction) と呼ぶ。さらに, Z 軸まわりに両足のつま先を広げる動作を外旋 (External Rotation), 逆に両つま先を内側に向ける動作を内旋 (Internal Rotation) と呼び, これら3つの回転パラメータによって運動を規定する。

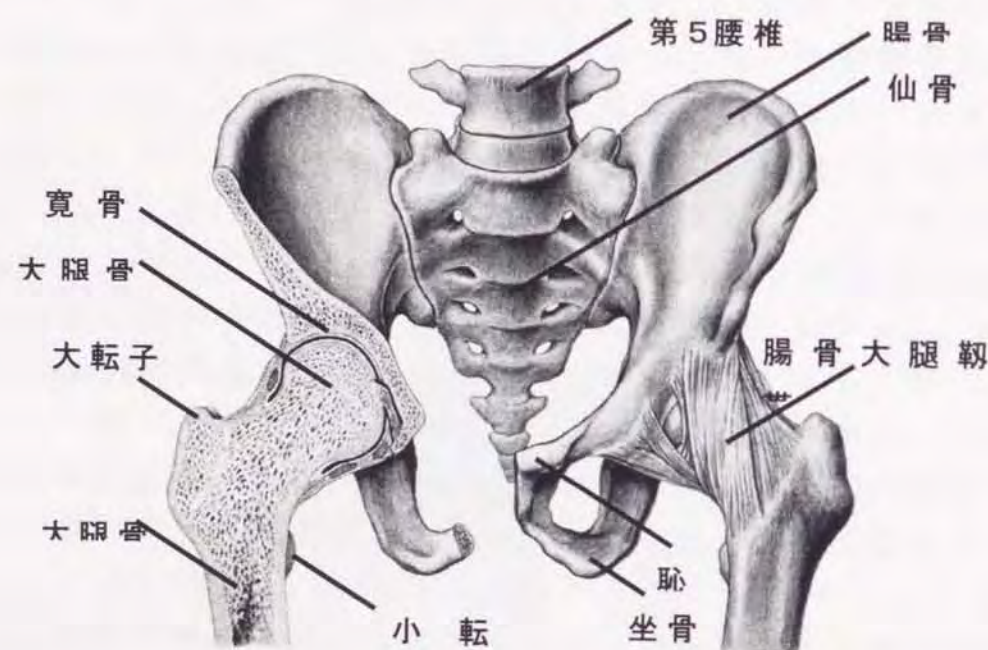


図 2-2 寛骨周辺における骨の配列

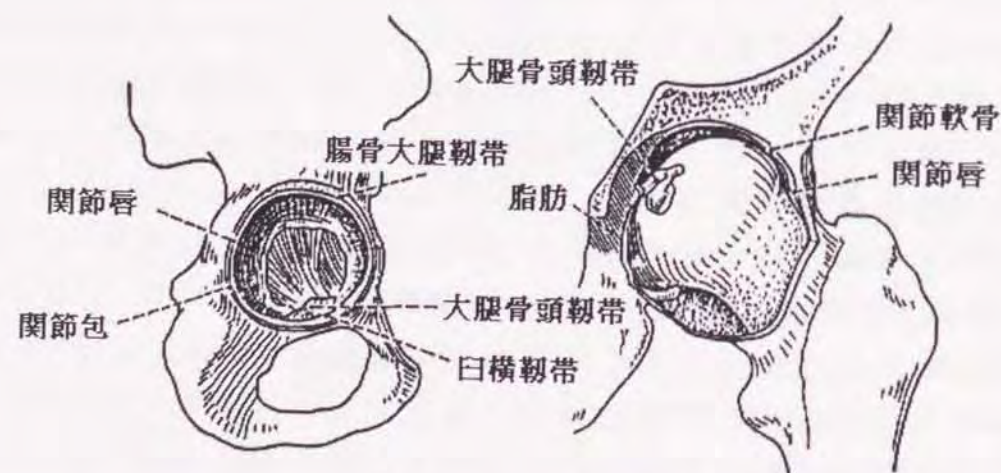


図 2-3 股関節

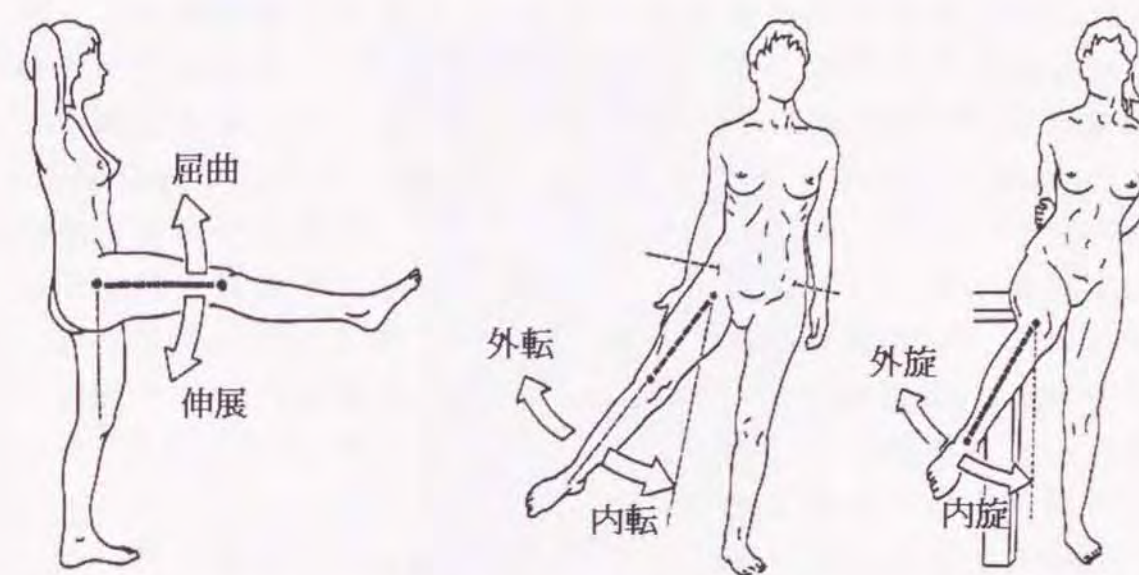


図 2-4 股関節における運動パラメータの定義

2.2.3 膝関節

膝関節は大腿と下腿を連結させている人体最大の関節である。図 2-5 に示すように, 膝関節は大腿骨 (femur), 脛骨 (tibia), 膝蓋骨 (patella) の 3 つから構成され, 構造上, 大腿骨と脛骨からなる大腿脛骨関節 (femoro-tibial joint) と大腿骨と膝蓋骨からなる膝蓋大腿関節 (patella-femoro joint) の 2 つの関節に分けることができる。一般的に想像される膝関節における機能のほとんどは, この大腿脛骨関節によって担われており, 膝関節の主たる役割である運動と荷重支持機能を果たしている。一方, 膝蓋大腿関節は膝関節が伸展運動を行う際に挺子の支点として機能し, 筋肉によって発生される張力を増幅するために大きく貢献している。従って, 膝蓋大腿関節は膝関節における支持機構の一部として働いていると言える。

図 2-6 に, 膝関節を構成している大腿骨遠位部と脛骨近位部を前方と後方から見た様子を示した。図 2-6 に示すように, 大腿骨の遠位端の内側と外側には 2 つの円盤状の関節面があり, 大腿骨内側顆 (Medial Condyle) と外側顆 (Lateral Condyle) と呼ばれ,

これらが脛骨近位端の関節面と接触し大腿脛骨関節を作る。一般的に内側顆の方が大きく後方へ張り出しているが、内側および外側顆の関節面は前面において一体になり膝蓋骨との関節面を形成する。さらに、脛骨近位端中央部に顆間隆起と呼ばれる凸状の隆起があり、この両側には大腿骨内・外側顆を受けとめ、大腿脛骨関節の摺動面を形成する凹状の脛骨関節面が広がっている。さらに、図2-5に示すように大腿脛骨関節において大腿骨と脛骨の関節面間には、隙間を補うように半月板(meniscus)と呼ばれる白色の軟骨があり、歩行や走行運動などによって発生した衝撃力をこの半月板などの軟部組織が吸収する構造となっている。

大腿骨と脛骨の結合部分は単なる骨どうしのはめ合いではなく、強靱で伸張可能な関節包、靱帯、腱等の軟部組織との締結により成り立っている。膝関節は回転、並進運動をすることにより関節としての運動機能を発揮するだけでなく、下肢の支持機構として体重を支え、安定を保つという相反する2つの機能を兼ね備えている。この膝関節の運動機能は関節内の形状とそこに働く筋力や靱帯の張力等により担われており、支持機構としての安定性は主として前十字靱帯(anterior cruciate ligament)、後十字靱帯(posterior cruciate ligament)、内側側副靱帯(medial collateral ligament)、外側側副靱帯(lateral collateral ligament)の4本の靱帯と、それらを取りまく筋肉によって支えられている。

ここで膝関節における運動を規定するパラメータの定義をする。膝関節の運動は大腿骨に対する脛骨の相対運動として捉えられ、大別すると回転運動と並進運動とに分けられる。図2-7に示す様に、各軸まわりの回転運動としては、X軸まわりに屈曲-伸展(Flexion-Extension)、Y軸まわりに内反-外反(Adduction-Abduction)、Z軸まわりに内旋-外旋(Internal Rotation-External Rotation)の3つの運動があり、各軸方向の並進運動として、X軸方向へ内側-外側(medial-Lateral)、Y軸方向へ前方-後方(Anterior-Posterior)、Z軸方向へ近位-遠位(Proximal-Distal)の3つの運動がある。従って、膝の運動を表示するには以上に示した6つのパラメータが必要である。

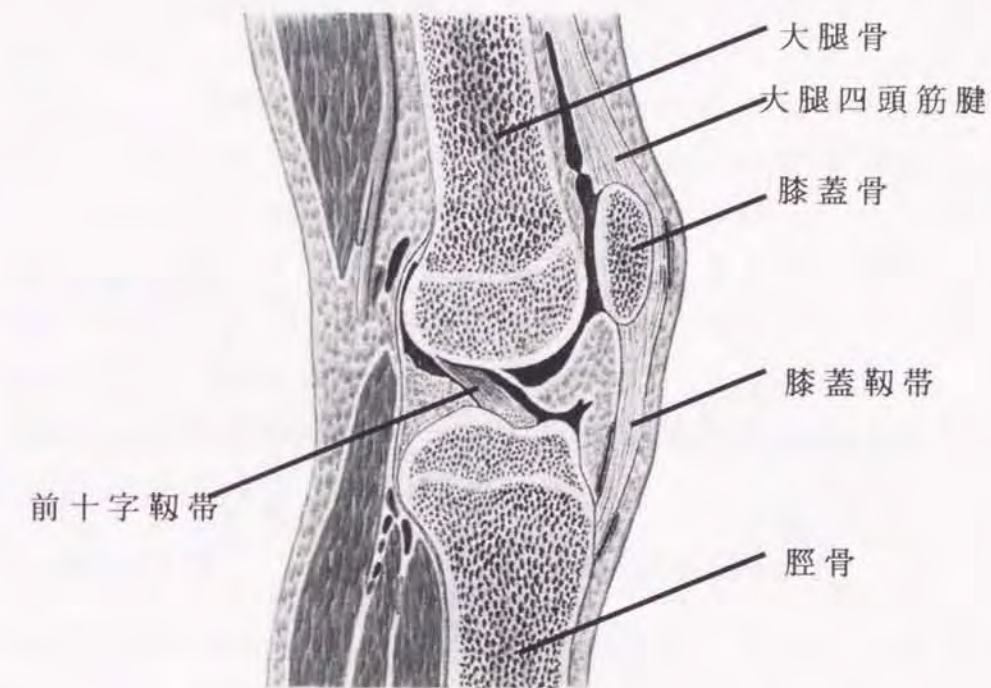


図2-5 膝関節断面図

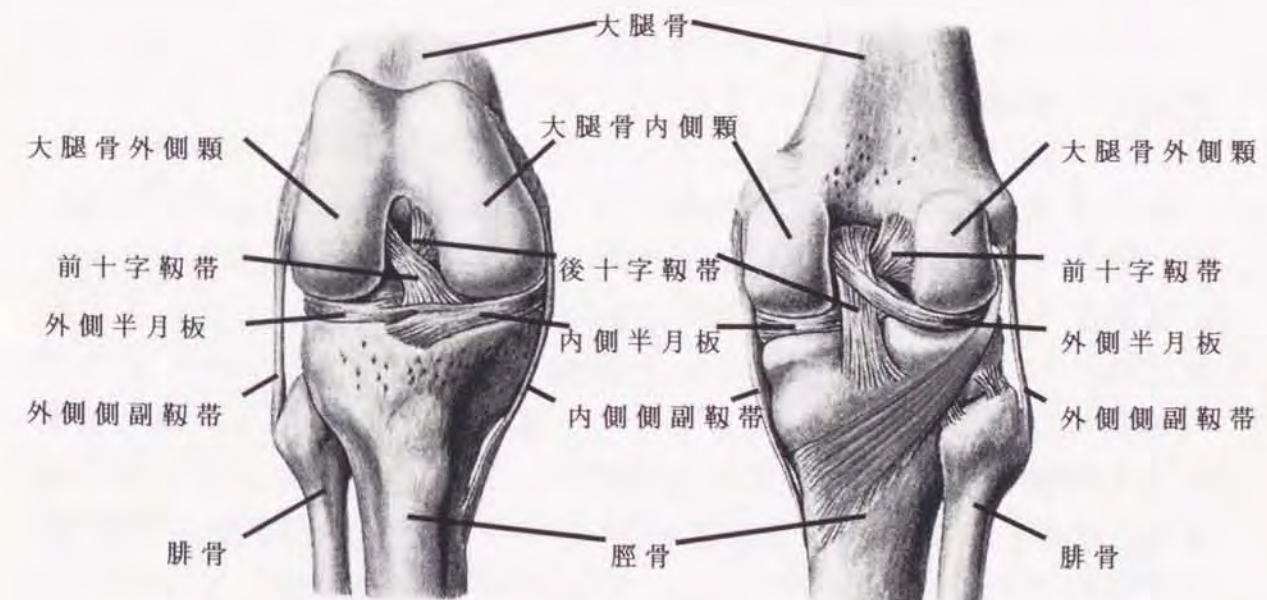


図2-6 大腿骨遠位部と脛骨近位部

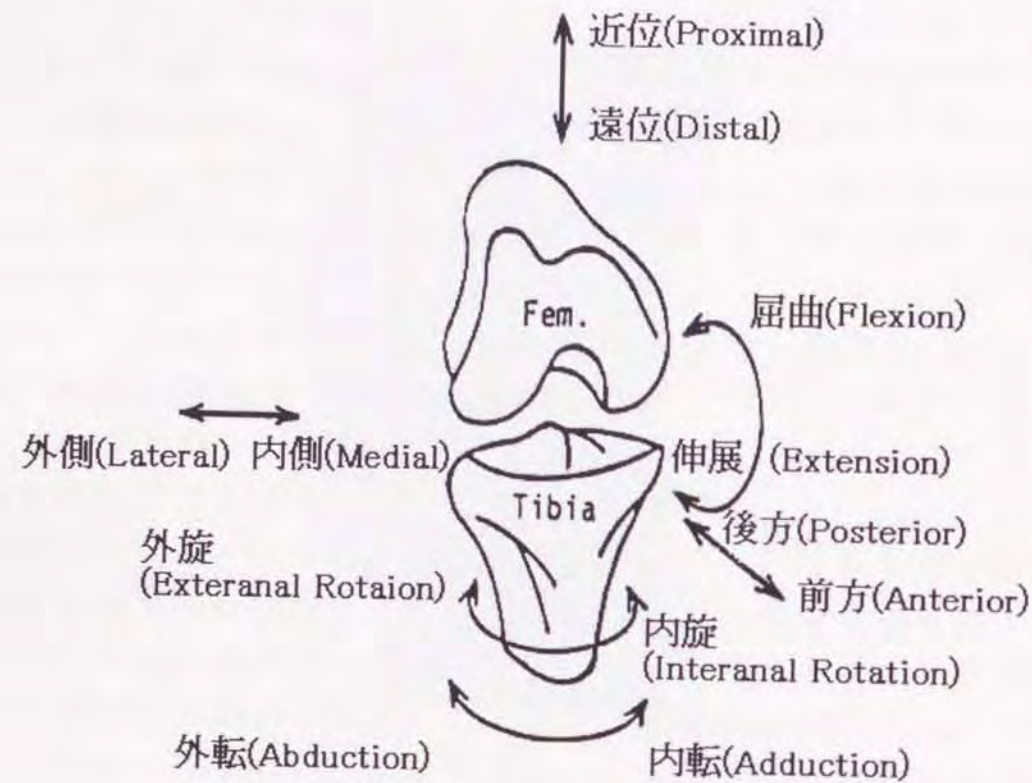


図 2-7 膝関節における運動パラメータの定義

2.2.4 足関節

足の主要な機能は体重の支持と体へ推進を与えることの2点にある。足部には大小30個近い骨が存在し、それぞれ隣接する骨同士で関節を形成している。しかし1つの動作を行う場合には、そこに存在する関節1つ1つによる運動の調和により、目的としている1つの運動が行われるのが普通である。また、1つ1つの関節の運動としては極めて複雑な運動がなされており、足を構成する要素である骨、靭帯、筋などのいかなる部分においても障害が発生した場合、何らかの形で体重の支持、歩行、走行などに機能障害を生じることが多い。

足部には上述のように多くの骨が存在し、多くの関節を形成しているが、その中でも足部における主要な機能の多くを担っている関

節について述べる。ここで、右足部を上方から見た骨の配列を図2-8に、右足部を外側(右側)より見た配列を図2-9に、右足部を内側(左側)より見た配列を図2-10にそれぞれ示した。距骨の近位内側には脛骨があり、同じく近位外側には腓骨がある。これら脛骨の遠位端の下関節面内顆と腓骨外顆が関節面を作り、そこへ距骨がはまり込むかたちで距腿関節を作る。この距腿関節は一般的に足関節と言われ、主たる運動は距骨上面を滑車とした関節の内-外側軸まわりの回転運動である。

距骨と踵骨によって構成される関節を距骨下関節と呼び、踵立関節と距踵関節を合わせて横足根関節と呼ぶ。これらの関節は歩行などの運動の際にもあまり大きな運動はせずに、支持機能の多くを担っている。また、この先には楔状骨と中足骨があり、これらによって足根中足関節を形成する。この関節は距腿関節に加えて歩行時の底-背屈運動の一部を担っている。

図2-11に示すように、足関節における運動の方向を定義する。足部における運動も膝関節と同様に3軸について回転運動と、平行移動があるために運動のパラメータは6つ存在する。回転運動として、X軸まわりに足部を伸ばす運動を底屈(Plantar Flexion)、上方へかえす運動を背屈(Dorsi Flexion)と呼び、Y軸まわりの内-外方向への回転を内転(Adduction)-外転(Abduction)と呼ぶ。さらに、Z軸まわりに足のひらを内側にかえすことを回外(Supination)、外側にかえすことを回内(Pronation)と呼ぶ。ここで、膝関節などにおける屈曲-伸展は足関節における底屈-背屈に対応している。また、足関節を底屈させた状態で考えると膝関節と足関節の運動パラメータの対応が付け易く、膝関節の内反-外反は足関節の内転-外転に対応しており、膝関節の内旋-外旋に足関節の回外-回内がそれぞれ対応しているが、足関節における内-外方向は混乱し易いため注意を払うべきである。このほかの運動パラメータについては膝関節とまったく同様であり、平行移動については、X軸方向へ内側(Medial)-外側(Lateral)、Y軸方向へ前方(Anterior)-後方(Posterior)、Z軸方向へ近位(Proximal)-遠位(Distal)のパラメータにより規定される。

足関節の可動域としては、背屈で 20 から 30 度、底屈においては 30 から 50 度の範囲を持つが、これらの底・背屈運動は距腿関節のみの運動ではなく、足部における足根中足関節などの運動も加わっている。底・背屈運動における運動量の割合としては距腿関節が 80 パーセント、このほかの関節（足根中足関節が主）において 20 パーセントを担っているとされている²⁵⁾。

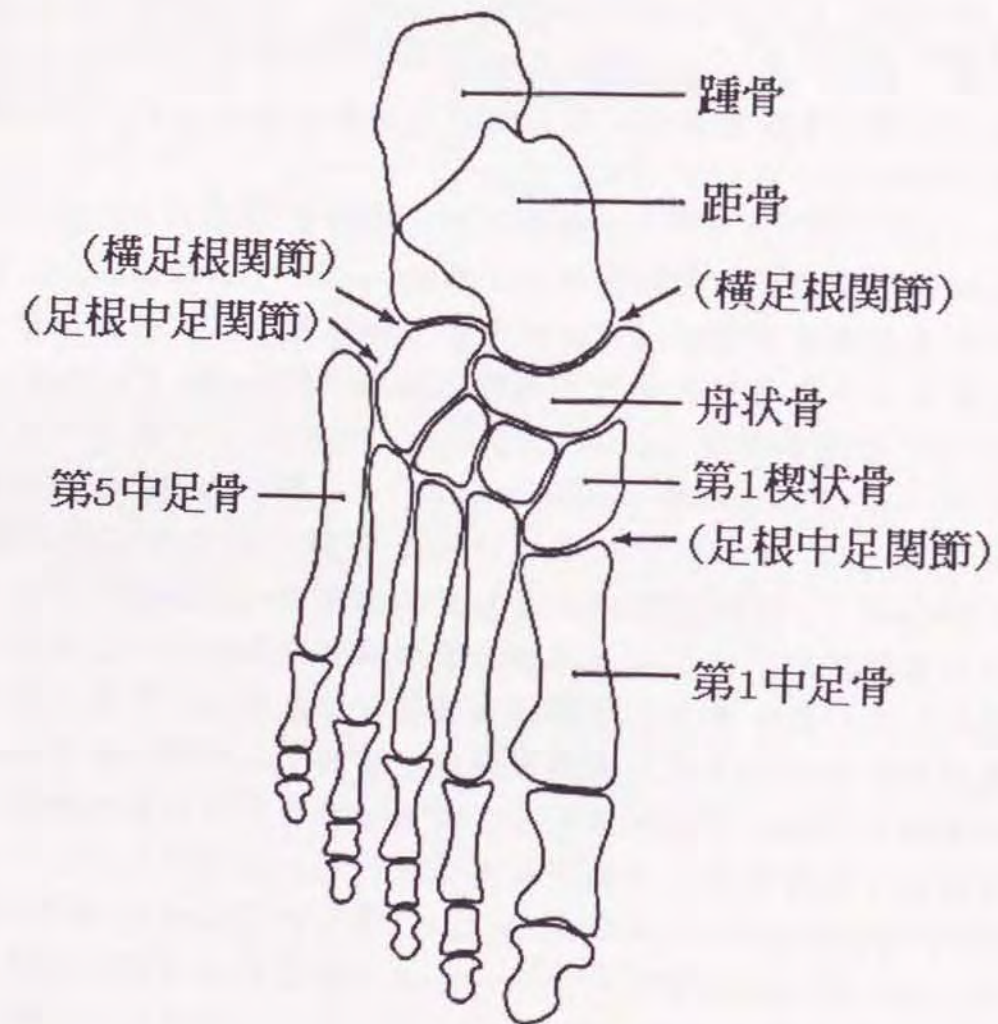


図 2 - 8 右足部背面図

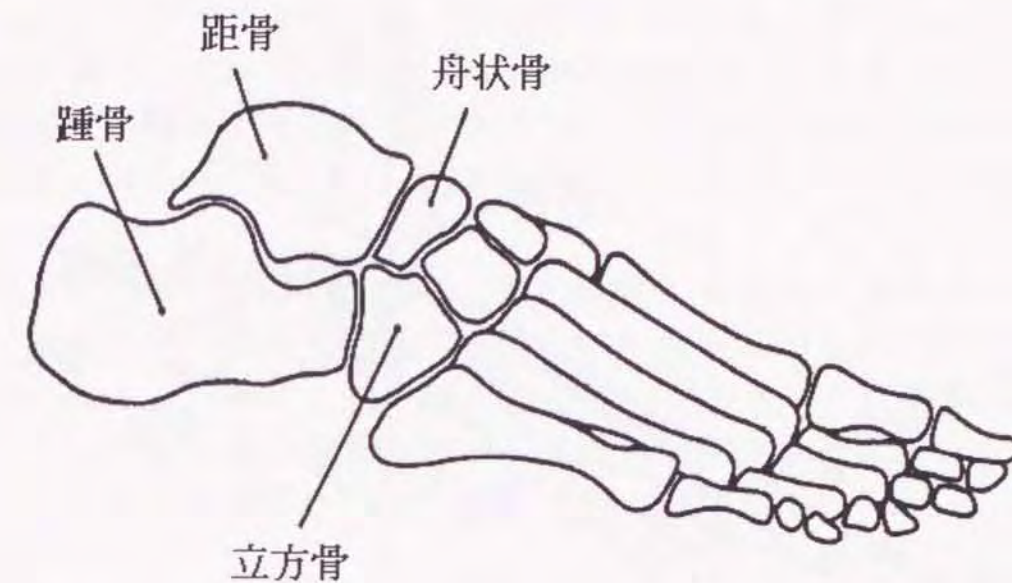


図 2 - 9 右足部外側面図

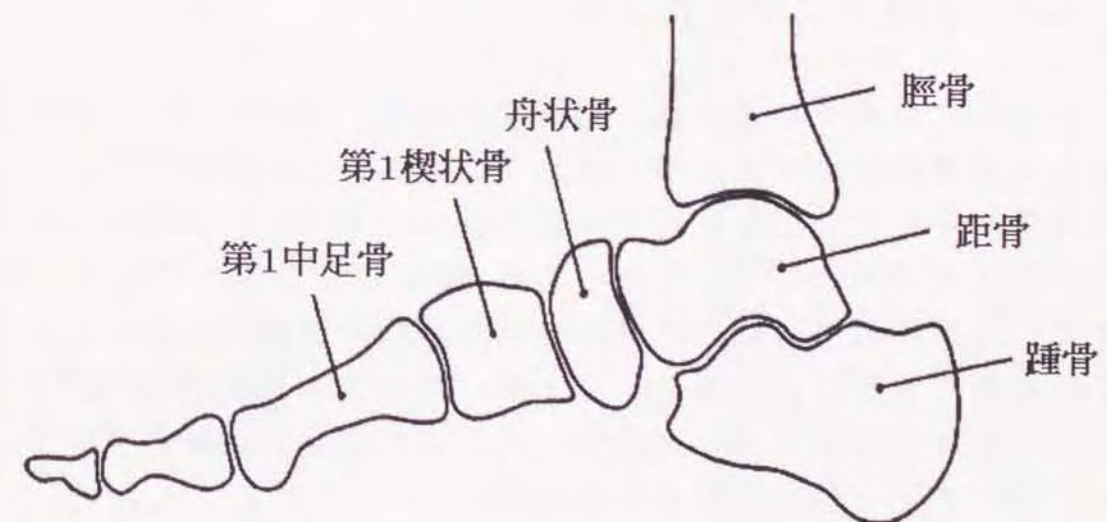


図 2 - 10 右足部内側面図

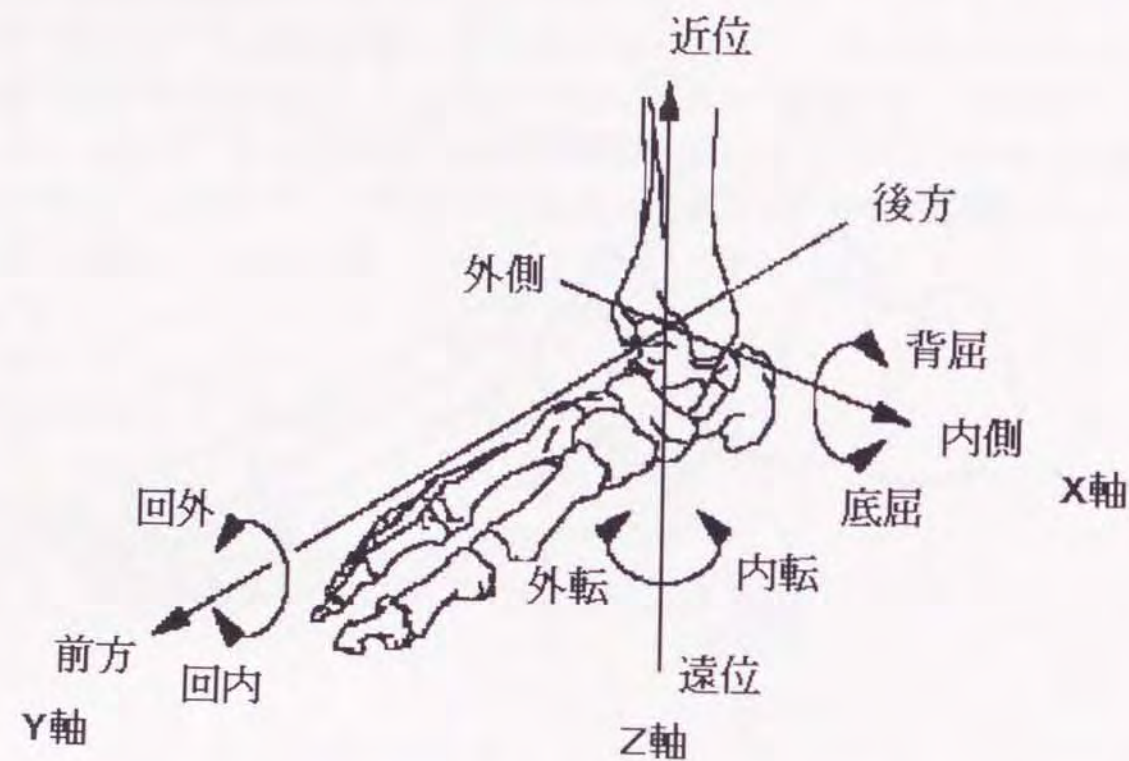


図 2-11 足関節における運動パラメータの定義

2.2.5 下肢のアライメント

下肢の骨格系である骨盤、大腿骨、脛骨、距骨などの3次元的な配列や位置関係を下肢アライメントと呼ぶ。この下肢アライメントを考慮することにより、骨や周囲に存在する筋肉に作用する応力を工学的に取り扱いことが可能と他、臨床的にも応用が可能である。また、整形外科分野の疾患については、患部周辺に働いている応力などを力学的に捉えることにより、従来まで説明が困難であった疾患の原因解明が可能となる他、より良い治療方法が発見できるなどアライメントを考慮する利点は多い。

一般的に用いられているアライメントの指標は種々存在するが、その中で代表的な例をここで示す。

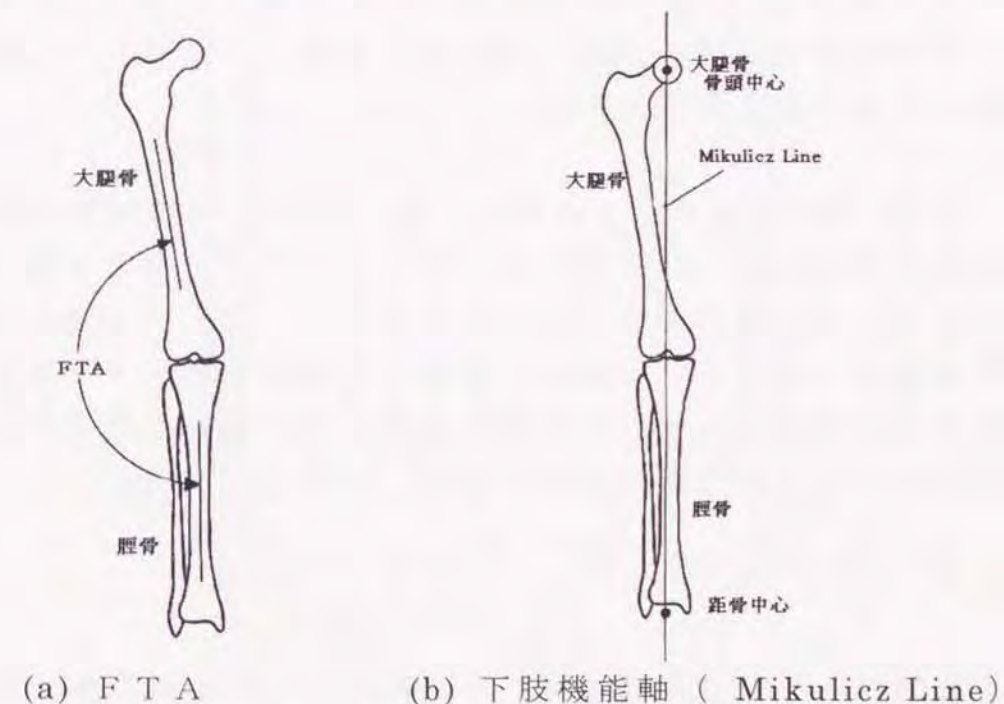
1) F T A (Femoro - Tibial Angle)

両脚起立時に骨盤から足関節までの下肢全体像を得られるような長尺カセットを用い正面よりX線撮影を行う。ここで得られた2次元的な前額面レントゲン写真より大腿骨長手方向の骨軸（以下、骨軸）と脛骨の骨軸を作図により求める。図 2-12 (a)に示すように、この膝関節における大腿骨、脛骨の骨軸の成す角を外側より測った角を F T A とする。

一般的に健常な成人の F T A は大腿骨と脛骨が一直線状（180度）に並ぶことはなく、172度から 175度の範囲でやや外反した状態にある。この様に平常時においてもアライメントが外反した状態にあることを生理的外反と呼ぶ。また骨盤が広い女性の方が男性に比べて F T A の値は小さくなり外反傾向が強い。

2) 下肢機能軸 (Mikulicz Line)

F T A と同様に下肢全体における前額面レントゲン像より求めるが、図 2-12 (b)に示すように、大腿骨骨頭中心と距骨中心を直線で結んだ線を Mikulicz Line と呼ぶ。ここで、体重による応力



(a) F T A (b) 下肢機能軸 (Mikulicz Line)

図 2-12 下肢アライメントの指標

の伝達経路は骨盤から大腿骨へ伝達され、脛骨、距骨を通り床へと伝えられる。従って Mikulicz Line はこの応力伝達経路、すなわち下肢における支持機能の軸と一致するために下肢機能軸とも呼ばれ、鉛直方向と約3度の角度を成している。Mikulicz Line は膝関節部分において脛骨顆間隆起中央よりやや内側を通過するために、臨床上は脛骨顆間隆起からの偏心量を指標として用いている。

3) 大腿骨および脛骨の湾曲率

F T A などは骨軸を直線近似して関節角を測っているが、骨は必ずしも直線ではなく湾曲し、捻れている。最近ではこの骨の湾曲も疾患と何らかの因果関係を持つのではないかとされるようになり、この湾曲についても指標を規定する必要性がでてきた。そこで湾曲に対する指標として用いられている代表例を示す。

① 図2-13に示すように骨の両端を結ぶ線分 l で、湾曲により生じた最大偏心距離 d を除したものを湾曲率とする。この方法によると大腿骨、脛骨のどちらの湾曲も捉えられるが、図2-14に示すように湾曲している位置が異なっている際においても、骨の長さ l と偏心距離 d が等しい場合には全く等価な湾曲率を示してしまうため、改良する必要がある。

② 図2-15に示すように骨の近位、遠位両端の関節面のなす角 θ を湾曲率の指標として用いる。この方法による場合も①と同様に湾曲している位置が異なっている場合においても、両端の関節面のなす角度が一致していれば全く等価な湾曲率を示してしまうため、改良する必要がある他、近位端の関節面が球関節となっている大腿骨にはこの方法が適応できないため、応用範囲が狭い。

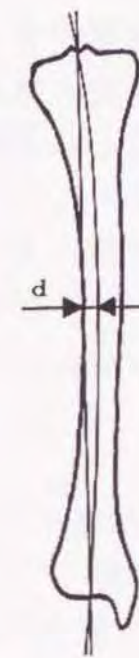
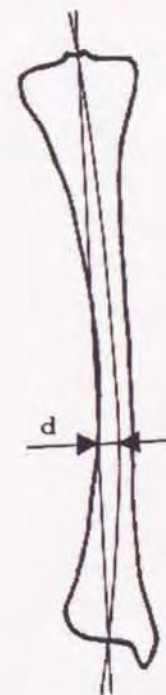


図2-13 湾曲率を示す方法 (①)



(a) 近位部に湾曲がある場合 (b) 遠位部に湾曲がある場合

図2-14 ①により湾曲率を示した場合の問題点

4) 骨軸傾斜角 (骨軸と関節面のなす角)

大腿骨については、大腿骨骨軸と大腿骨遠位関節面とのなす角を用い、脛骨については脛骨骨軸と脛骨近位関節面とのなす角を用いて指標とする。この方法によると、関節面周辺で発生している湾曲や、骨変形を評価することが可能である。しかし、この骨軸傾斜角は図2-16に示すように、軸と関節面のなす角の内側を指標として用いる場合と、外側を用いる場合が混在しているため注意を払う必要がある。

以上、下肢アライメントの指標について例を挙げたが、実際の臨床現場においてはこれらの指標も2次元的にしか評価されていない⁶⁰⁾⁻⁷⁴⁾。このような2次元評価では図2-17に示すような外反膝(X脚)と内反膝(O脚)以外の検討は不可能である他、回旋や屈曲拘縮による影響を捉えることが不可能であるという問題点を含んでいる。本来の関節運動やアライメントは3次元的に捉える必要があり、最近の研究ではCTなどの普及や二方向撮影法の利用により3次元的に評価を行っている報告も見られるようになった⁷⁵⁾⁻⁸¹⁾。

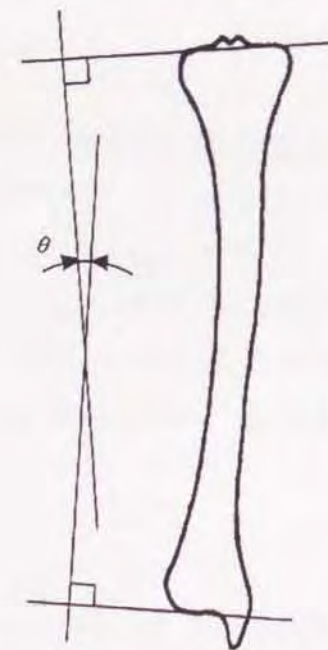
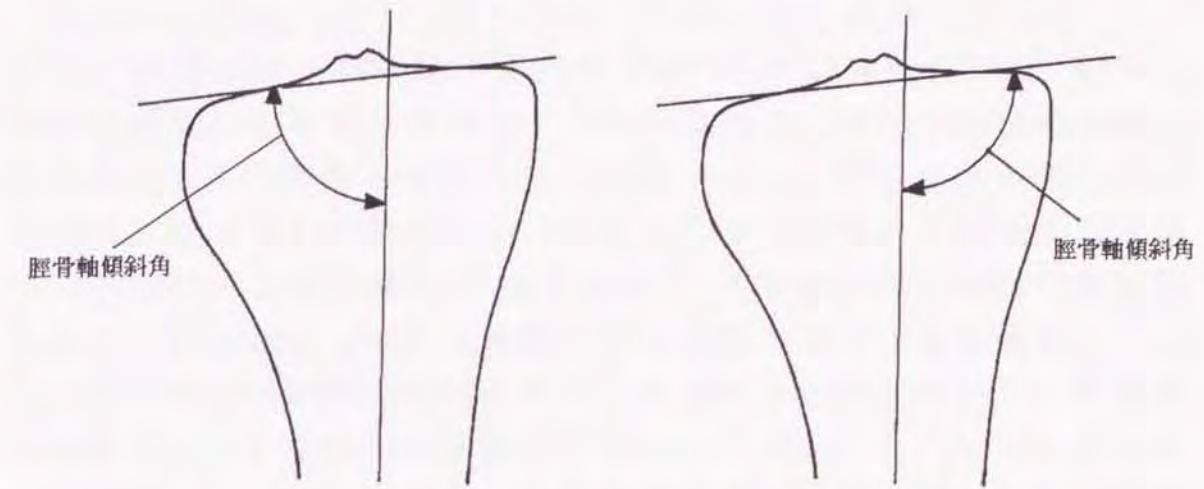


図2-15 湾曲率を示す方法 (②)



(a) 内側を採用する方法

(b) 外側を採用する方法

図2-16 骨軸傾斜角

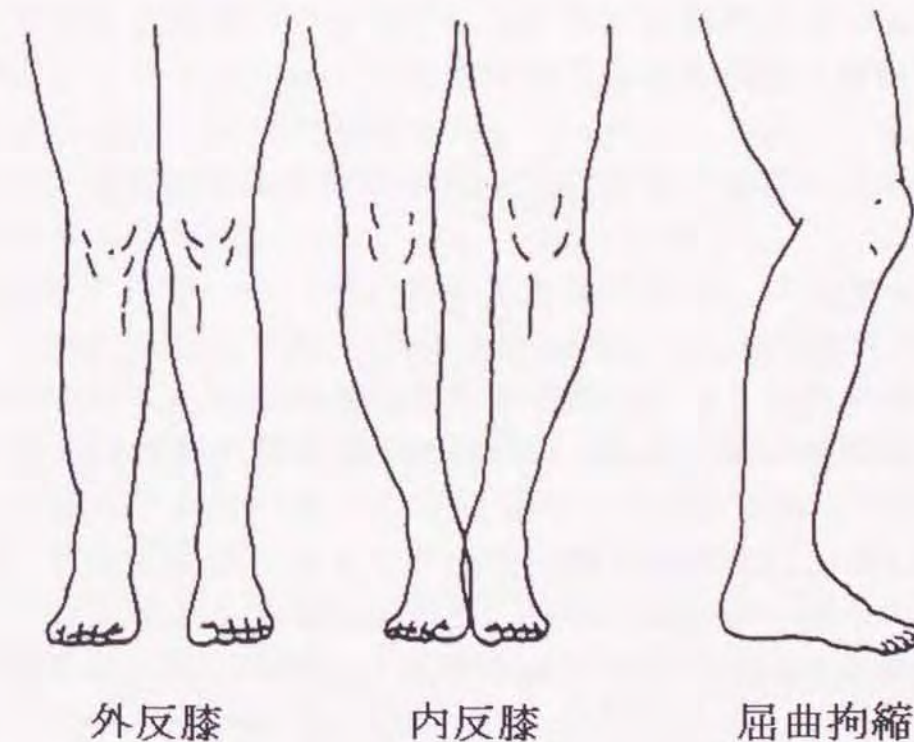


図2-17 下肢アライメントの疾患例

2.3 下肢における疾患とその治療方法

整形外科学分野における退行性変性疾患は、関節リウマチ (rheumatoid arthritis 以下, RA) や変形性関節症 (osteo arthritis 以下, OA) が挙げられる。特に, OA は発生頻度が高く, 関節部における骨または軟骨の変形, 摩耗, 欠損などにより苦痛を伴い, 患者は行動の抑制を受ける。OA は中高年以降に発生する例が多く, なかでも閉経後の女性に発症する可能性が高い。また, 欧米人では外反変形 (X 脚変形) が多いが, 日本人は内反変形 (O 脚変形) をきたす。従来, OA の発生原因や進行過程の病態変化などは盛んに研究されてきたが未だに不明な点が多い。

OA の発生原因として次ぎに示すような事柄が挙げられる。

- ① 高齢による骨の粗鬆化 (軟化)
- ② 筋力低下によるアライメントの悪化
- ③ アライメントおよび, 骨変形などによる関節面の適合性の低下
- ④ 関節内部における応力の過剰負荷

また, OA の病態としては以下のような事例が挙げられる。

- ① 苦痛を感じる (重度の場合は日常生活においても支障をきたすほどの疼痛)
- ② 下肢のアライメントが内反 (O 脚) 変形する
- ③ 関節可動域が狭くなる (屈曲拘縮による伸展制限と屈曲角減少)
- ④ 歩行, 走行, 正座が困難となる

上述のような理由により OA が発生し, 病態が現れた場合の医療側としての治療もさまざまな方法が存在し, 症状に合わせて適応される。最初に行われる医療処置は除痛または除痛効果を高めることである。患者にとって一番辛いことは痛みを感じることであり, これを取り除くだけで根本的に症状が改善されていないとしても, こ

れは十分治療といえる。次に重要視されることは, 患者が人間らしく生活するために本人の意志に従って自由に行動ができることである。この際の医療的処置としては, 歩行が十分可能となる可動域と支持性の確保が重要視される。医療処置としてはこれらの条件が満たされれば十分役目を果たしていることとなるが, 患者が日本人の場合, さらなる要求が求められることがある。それは, 日本人特有の生活様式である正座が可能となることである。この正座は屈曲側に大きな可動域を持たせなくてはならず, 可動域を広げる行為と反比例して支持性が失われるため, 支持性を十分確保しながら可動域を広げることは至難の技である。

ここで, 整形外科学分野において適応されている医療処置を簡単な病状別に述べる。

1) 足底板

OA の初期段階にあり下肢アライメントが崩れ始めているものの, 膝関節内部の摩耗変形が少なく, 主として除痛効果と OA の進行予防を目的として用いられる方法である。この足底板とは, 外側が楔状に高くなっている靴の中敷であり, 強制的に下肢アライメントを外反させ, 摩耗変形した関節摺動部分の接触を防ぐと共に痛みの発生を減少させる構造となっている。

2) 高位脛骨骨切り術 (High Tibial Osteotomy 以下, HTO)

OA の中期にあり摩耗変形した関節部分を人工物に置換する必要がない患者または, 中後期にあるが人工関節置換術 (後述) の適応が法的に認められない場合に用いられる。これは図 2-18 に示すように, 脛骨近位部の外側を楔状に切除することにより下肢アライメントを正常値よりやや外反させ, 関節の内側に存在していた応力通過点を外側に移し, 除痛および OA の進行を予防する手術法である。

3) 表面置換型人工関節置換術 (Total Knee Replacement: TKR or Total Knee Arthroplasty: TKA)

O A の末期にあり膝関節の内側顆における摩耗変形が著しく、屈曲拘縮などにより可動域が狭くなってい 70 歳以上の患者に適応される。人工関節の機種は非常に沢山あり、古くは 1 自由度のみを許し関節部分を全て置換してしまう蝶番型の人工関節から、関節の摺動部分のみを置換する表面置換型と呼ばれる機種までその形状、用途に応じて様々である。一般に O A などに多く用いられている機種は表面置換型と呼ばれるもので、図 2-19 に示すように大腿骨遠位部の関節摺動面と脛骨近位部の関節摺動面および必要に応じて膝蓋骨をチタン、高密度ポリエチレン (HDP) などの人工物で置換する。このように痛みや疾患の原因となる部分を人工物で置き換えることにより患者は痛みから解放される上、必要とされる可動域が確保される。また、この表面置換型の人工関節は蝶番型の人工関節とは異なり、人工物に置換する部分が少ないために生体拒否反応や感染症を発生しずらく、本来関節が持つ回旋運動などの自由度を許しているために骨と人工関節との間での緩みが生ずる頻度が低いなどの利点がある。

しかしながら、この医療的処置も多くの問題点を含んでいる。表面置換型の人工関節は、手術時に周囲にある靱帯、腱などを温存することによりその安定性を持たせる機構となっているため、置換手術中に靱帯、腱などの張力も考慮しながら手術を行わなければならない。しかし、これらは執刀医の経験や主観的評価により行われ工学的な精度は有していないため、この靱帯などの緩み加減で関節の安定性が左右されてしまう。また、生体と全く同等な機能を持った人工関節は現在では存在しないために、この人工関節置換術も完全な治療方法とは言えず、今後も人工関節の形状や材質などの改良が必要である。

4) 完全置換型人工関節置換術

このタイプの人工関節は骨腫瘍などにより従来までは患部とそれより遠位部分を切断していた患者および、交通事故などにより関節部分を修復不可能なまでに損傷した患者、または、3) の人工関節置換術を行ったがこの人工関節と骨の間で緩みが発生し、表面置換

型人工関節での再置換が不可能な場合などの極一部の症例のみに適応される。完全置換型の人工関節は図 2-20 に示すように、関節部分を全て人工物に置換する機種である。従来までは切断されていた症例において、必要部分を人工物で置き換えることにより切断を避けられるという大きな利点がある。しかしこの機種は、生体内に多量の人工物が侵入するために感染症を起こし易い他、感染が広範囲に広がる可能性を有している場合などの最悪の場合には患部より遠位部は全て切断しなくてはならないなどの危険性を含んでいる。また、関節部分のほとんどを置換することから筋や腱なども切除され、必要となる屈曲および伸展力が膝関節に伝達されず歩行動作が不自然になるなど改良せれるべき点が多い。

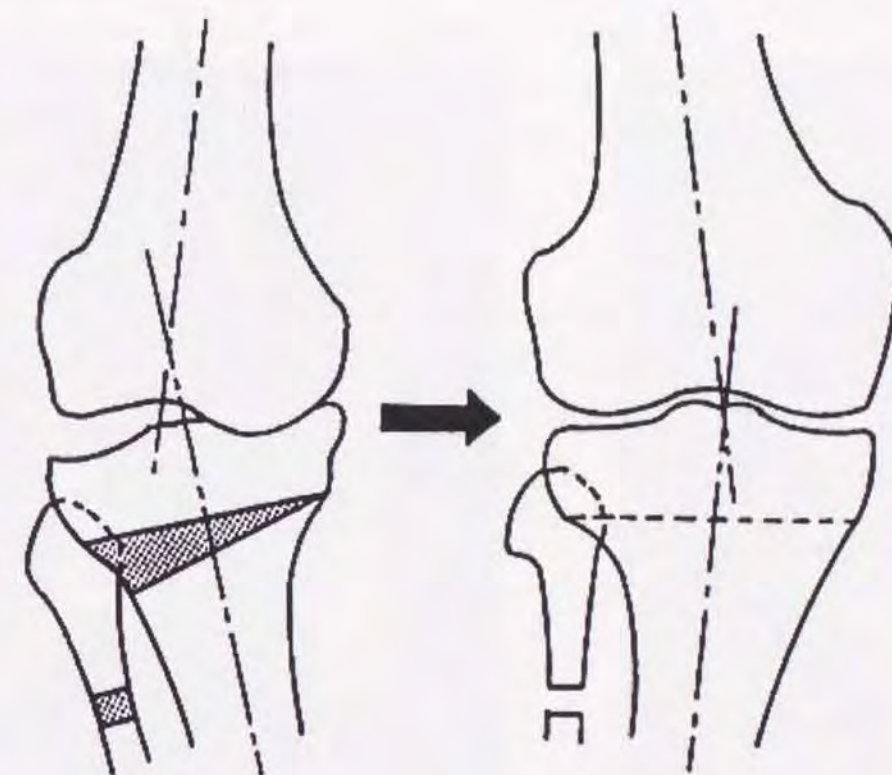


図 2-18 高位脛骨骨切り術 (H T O)

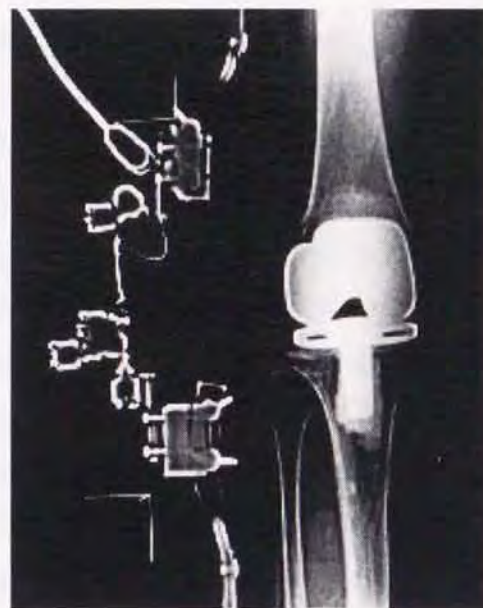
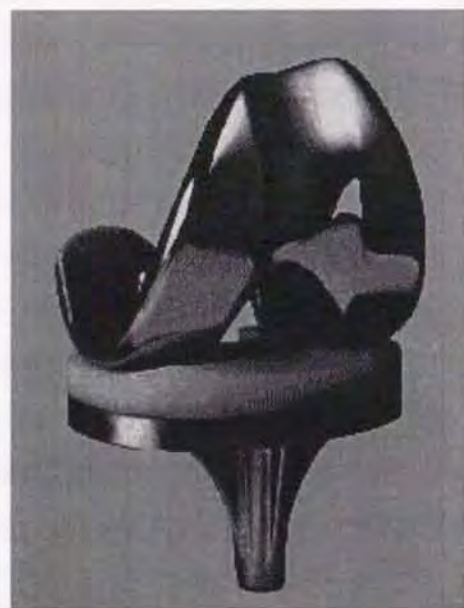


図 2-19 表面置換型人工関節

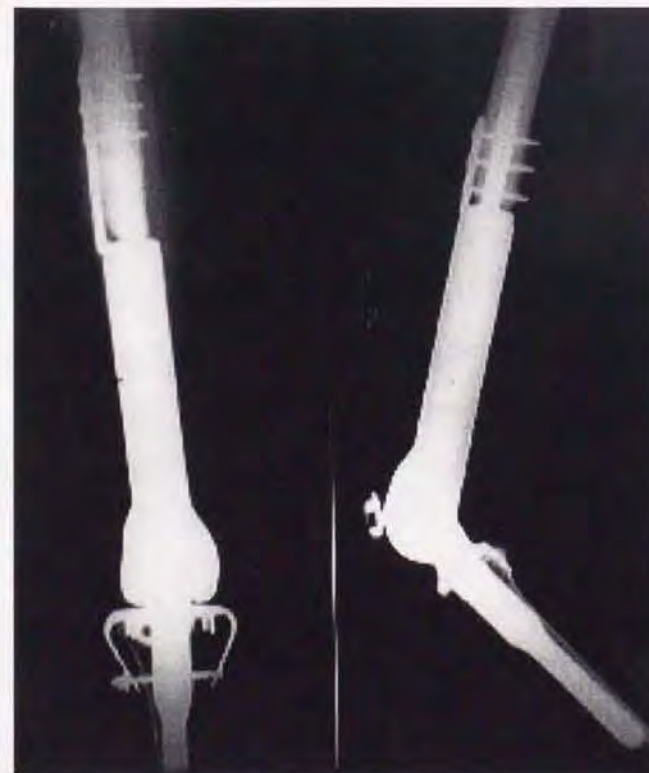


図 2-20 完全置換型人工関節

2.4 歩行動作

関節の機能評価を行う上では、関節の曲げ伸ばし動作などの他に歩行動作に注目することが多いため、歩行に関する用語の整理を行う必要がある。また、健常およびOA患者の歩行動作中における膝関節運動の特徴について簡単に説明を行う。

歩行はバイオメカニクスの研究上、自由歩行と負荷歩行に大別することができる。自由歩行は歩き方の指示を与えず被験者が自然に行う歩行を指し、負荷歩行は「早く」、「歩幅を大きく」などのように歩き方に具体的な動作目標を与えた歩行を指す。

歩行動作における時間因子を示す用語は、ある特徴動作時に関する用語と、ある区間に関する用語があり図2-21に示すように分類されている。特徴動作時に関する用語としては、注目している足の踵が床に接地した瞬間を「踵接地 (Heel contact, Heel strike)」, 足底全体が床に接地している時期を「足底接地 (Foot flat)」, 踵が床から離れた瞬間を「踵離地 (Heel off, Heel rise)」, つま先が床から離れた瞬間を「つま先離地 (Toe off)」とそれぞれ呼ぶ。

また、区間に関する用語として、注目している足の踵接地から踵再接地までの時間経過を「歩行周期 (Gait cycle)」, 踵接地からつま先離地までの注目足が床に接触している期間を「立脚期 (Stance phase)」, つま先離地から踵接地までの注目足が床に接地していない時期を「遊脚期 (Swing phase)」, 両側の足が床に接している時期を「両脚支持期 (Double support phase, double stance phase)」とそれぞれ呼ぶ。

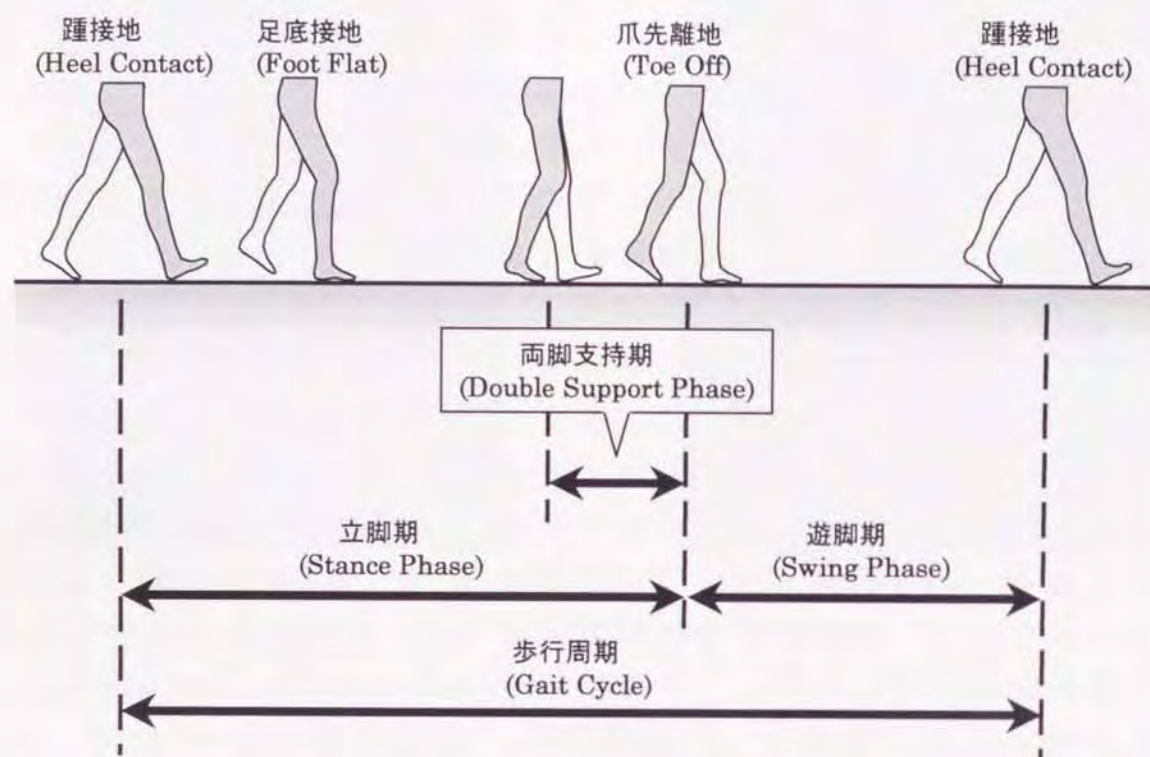


図 2-21 歩行動作における時間因子

次に、歩行動作における健常者とOA患者の膝関節運動のパターンを図2-22と図2-23にそれぞれ示す。また、健常者の関節運動については各パラメータの変化を平均値とSD（若年健常男性5名）を用いて示し、OA患者についてはその1例を示した。グラフの横軸は1歩行周期に対する時間変化をパーセントで示し、縦軸は膝関節運動を表すために必要な6つのパラメータの変化を回転運動については角度（degree），並進運動については距離（mm）で示した。健常者の関節運動から立脚期と遊脚期のそれぞれにおいて屈曲角が増加するDouble Knee Actionが認められ、立脚期においては屈曲角のパラメータ以外に大きな変化は認められない。一方、OA患者の関節運動からは立脚期におけるDouble Knee Actionの第1ピークが消失している他、○印を付した立脚期初期にThrustと呼ばれる急激な内反運動が確認されるなどの特徴を有する。

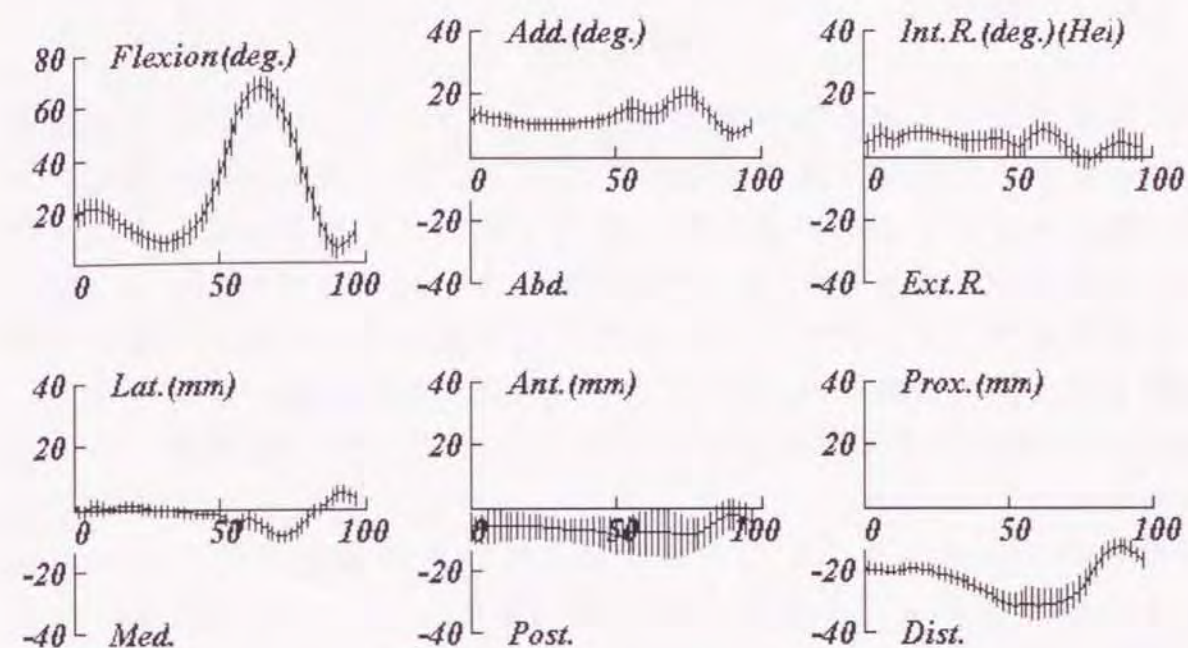


図 2-22 歩行動作における健常者の膝関節運動

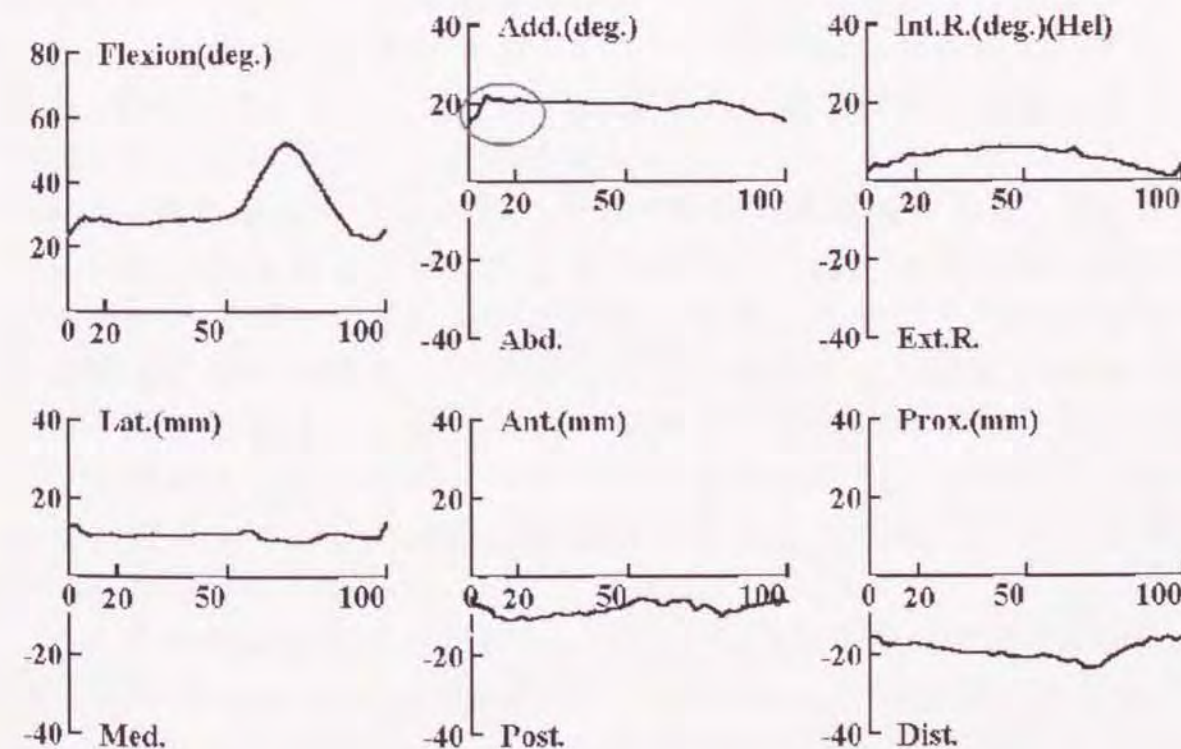


図 2-23 歩行動作におけるOA患者の膝関節運動

2.5 結言

本章では，下肢の関節運動をバイオメカニクスの観点より考察を加えるために必要となる知識，すなわち，下肢関節の持つ機能，その機能を果たすための骨形態，周囲に存在する軟部組織，下肢アライメントや歩行動作についての用語および知識を述べた．さらに，高齢に起因した疾患やその評価方法と治療方法，それらの抱える問題点について記述した．

第3章

関節運動の測定

3.1 緒言

従来，医師の経験や主観的観測により診断，評価されてきた医学分野に，工学研究者が加わることによって理論的かつ客観的な診断や評価が行えるようになった．これにより，バイオメカニクスは急速に進歩し，疾患の原因究明や治療方法の改善，生体内人工物の開発などが行われるようになった．しかし，これまでに提案されてきた測定・評価手法には様々な制約が存在していたために，その結果について再検討を要する研究も少なくない．従来，関節の機能評価を運動学的に行う場合，引き出し試験や可動域測定，平面内運動の測定が行われ，これらは直線または平面内運動の測定にとどまっている他，不連続的に計測を行っているために準動的な研究といえる．また，これまでのコンピュータの処理能力では連続的に計測を行い，研究や臨床応用することは困難であった．

本来の関節運動は3次元運動であり連続的な運動である．従って，本来の生体の運動に忠実な評価を行うためには，3次元かつ動的条件下で計測・解析を行わなければならない．このような膨大な計算に対して，近年の急速なコンピュータの発達により解析に必要とされる時間が短縮され，診察や測定を行ってから診断を与えるための必要な情報を迅速に提供することが可能となった．これにより研究としてはもちろん，実際の医療現場においても診断，手術，治療などに応用が可能となった．

3次元かつ連続測定の方法としては6自由度電気角度計(6 Degree of Freedom electro goniometer, Instrumented Spatial Linkage 以下，ゴニオメータ)を用いる方法，多方向ビデオ撮影を行う方法，超音波を利用する方法，加速度計やジャイロを用いる方法などが挙げられる．超音波を利用した手法は位置のみの検出には適している

が関節の運動測定には不向きである。また、加速度計やジャイロを用いた方法は回転運動と並進運動の両者を算出するためには積分計算を必要とする他、空間内における絶対位置の算出には初期条件の規定が必要となるため多用されていない。これらに対して、ゴニオメータを用いた方法は測定対象となる関節に設置するだけで容易に測定が可能である他、空間的な制約を受けず、常に一定の測定精度を有するなどの利点を持つ。また、多方向ビデオ撮影法も非接触で測定可能であること、測定対象に取り付けるマーカーは極めて軽量であるため比較的小さな骨についても運動を制限せずに測定が可能である。これらの理由により、ゴニオメータや多方向ビデオ撮影法はスポーツやリハビリテーション分野における動作解析、あるいは歩行解析等に広く応用されている。

そこで、第3章では生体運動を3次元かつ動的に解析するためにゴニオメータを用いた手法の測定原理および必要となる座標変換について記述する。また、本測定システムに含まれる誤差について評価を行い、信頼性について検討した。

3.2 測定理論

3.2.1 オイラー角の算出

1) 座標変換の基礎

直角直交座標系（デカルト座標系）上の物体の運動や座標変換についての基礎事項を示す。移動前の座標系を（x, y, z）、移動後の座標系を（X, Y, Z）と示し、i(=x,y,z) 軸回りに関する反時計方向への回転移動を[Ri]とし、平行移動を[Tr]とすると、図3-1に示す様な座標変換は、次に示す手順によって表される。

- ① Z 軸まわりに角度 θ だけ回転させる。
- ② その後に3次元的に平行移動を行う。

このとき、一般的な座標変換は座標原点まわりの回転と平行移動

により表されることになる。従って、この様にしてできた新しい座標系（X, Y, Z）と、移動前の座標系（x, y, z）との間には

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = [Ri] \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + [Tr] \quad (3.1)$$

で表される関係が成り立つ。

ここで、x, y, z の各軸に関して反時計回りに α , β , γ だけ回転させる行列 Ri は以下の様になる。

$$[Rx] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (3.2.a)$$

$$[Ry] = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (3.2.b)$$

$$[Rz] = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.c)$$

従って、物体が Z 軸 → Y 軸 → X 軸の順に回転移動した後、平行移動したとすると、物体の運動は行列を用いて次の様に表される。

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = [Rx] [Ry] [Rz] \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Tx \\ Ty \\ Tz \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

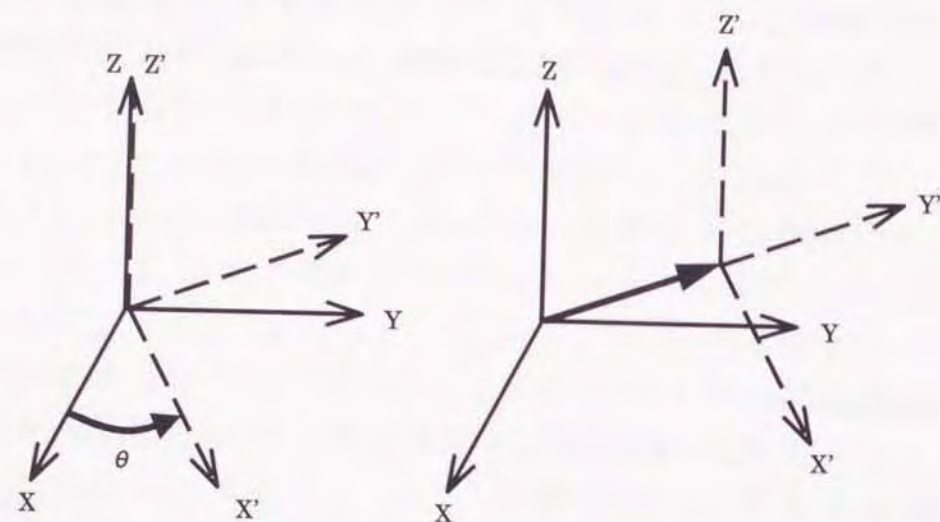
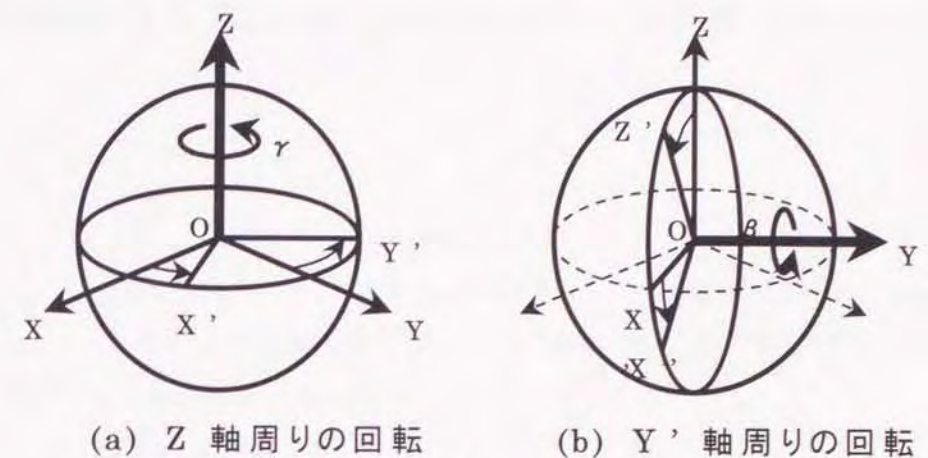


図 3-1 回転中心を座標原点に持つ場合の座標変換手順

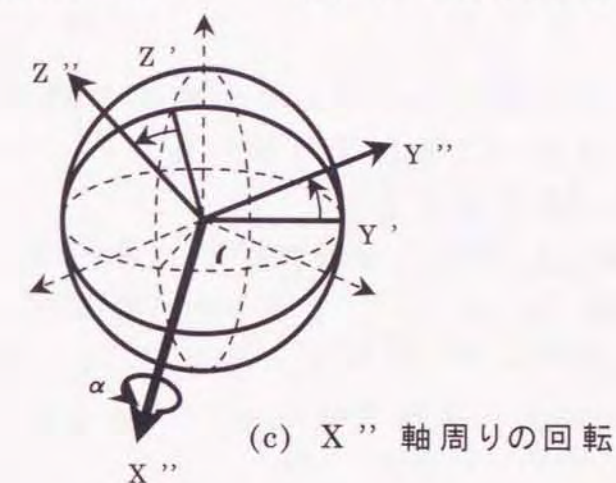
次に、ある剛体に固定された座標系 (X, Y, Z) に対して、図 3-2 のように①から③の手順で順次座標変換を行う場合、移動前の座標系 (X, Y, Z) と移動後の新座標系 (X''', Y''', Z''') との間には次なる関係がある。

- ① Z 軸まわりに α だけ回転移動し、新座標系 (X', Y', Z') に写る座標変換。
- ② この座標系 (X', Y', Z') を Y 軸まわりに β だけ回転移動し、さらに新しい座標系 (X'', Y'', Z'') に写る座標変換。
- ③ この座標系 (X'', Y'', Z'') を X 軸まわりに γ だけ回転移動し、さらに新しい座標系 (X''', Y''', Z''') に写る座標変換。

$$\begin{bmatrix} X''' \\ Y''' \\ Z''' \end{bmatrix} = [R_x] [R_y] [R_z] \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.4)$$



(a) Z 軸周りの回転 (b) Y' 軸周りの回転



(c) X'' 軸周りの回転

図 3-2 オイラー角

ここで

$$[Rot] = [R_x] [R_y] [R_z] \quad \text{とおけば(3.4)式は}$$

$$\begin{bmatrix} X''' \\ Y''' \\ Z''' \end{bmatrix} = [Rot] \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

と表せる。ここで、(3.4)式の $[R_i]$ ($i=x, y, z$) は (3.2.a) 式から

(3.2.c) 式で与えられる行列である.

(3.4)式の右側を展開して行列 [Rot] の成分を求めると

$$[Rot] = \begin{bmatrix} c\beta * c\gamma & -c\beta * s\gamma & s\beta \\ c\alpha * s\gamma + s\alpha * s\beta * c\gamma & c\alpha * c\gamma - s\alpha * s\beta * s\gamma & -s\alpha * c\beta \\ s\alpha * s\gamma - c\alpha * s\beta * c\gamma & s\alpha * c\gamma + c\alpha * s\beta * s\gamma & c\alpha * c\beta \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

但し, $\cos=C$ $\sin=S$ と略記した.

となる.

ここから各回転角 α , β , γ を求める場合には, 行列 [Rot] の成分を適切に選ぶことにより求められる. ここで, この行列の成分を $C_{ij}(i,j=1,2,3)$ と表すと

$$\alpha = \tan^{-1}(-C_{23} / C_{33}) \quad (3.7.a)$$

$$\beta = \sin^{-1}(C_{13}) \quad (3.7.b)$$

$$\gamma = \tan^{-1}(-C_{12} / C_{11}) \quad (3.7.c)$$

を得る. ここで得られた α , β , γ をオイラー(Euler)角と呼び, 行列 [Rot] の成分が決定できればこれらのオイラー角も順次決定される. しかし, オイラー角は軸まわりの回転をさせる場合, 回転させる軸の順番により角度の値が変化し, 合計で6通りの解が得られる. このため, オイラー角を用いた解析の場合, 計算時に用いた軸の回転順番を明確に示す必要がある.

2) アフィン変換

上述までは, 回転運動と平行移動を示す行列を別々に表してきた. この方法によると座標系の移動が直感的に捉え易い反面, これらの行列は行と列の数が一致しない為に計算が困難となる等の短所もある. そこで, 従来の変換行列を4行4列の行列に修正し, ア

フィン変換として統一的に扱う. 3次元アフィン変換を用いると物体の運動は一般に次式で表される.

$$\begin{bmatrix} 1 \\ X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = [M] \begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

但し,

$$[M] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ T & & & \\ T & [R] & & \\ T & & & \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

アフィン変換では回転移動, 平行移動のみならず, 図形の伸縮に対応した座標の変換も可能である. そこでそれらの変換行列を示す.

i ($i=x,y,z$) 軸まわりの回転移動に対するアフィン変換 [Rot i] は [R i] を (3.2.a) から (3.2.c) のいずれかとして次式のように表せる.

$$[Rot_i] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & & & \\ 0 & [R_i] & & \\ 0 & & & \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

また, 平行移動に対するアフィン変換 [Tr] は,

$$[Tr] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ tx & 1 & 0 & 0 \\ ty & 0 & 1 & 0 \\ tz & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

となり、伸縮に対するアフィン変換 $[Sc]$ は

$$[Sc] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Sc & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Sc & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Sc \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

で表せる。

以上 (3.8) から (3.12) 式より (3.3) 式によって示される座標変換はアフィン変換を用いて表すことが可能であり、

$$\begin{bmatrix} 1 \\ X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = [Tr] [Rx] [Ry] [Rz] \begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

となる。

3.2.2 座標変換の関節運動への応用

空間内での関節の運動を完全に表すためには第2章でも示したように X , Y , Z の各軸まわりの回転運動と並進運動がある。すなわち、膝関節においては X , Y , Z の各軸まわりの回転運動として、屈曲－伸展 (Flexion - Extension) 内反－外反 (Adduction - Abduction), 内旋－外旋 (Internal Rotation - External Rotation), があり、各軸方向への平行移動として、内側－外側 (Medial - Lateral), 前方－後方 (Anterior - Posterior), 近位－遠位 (Proximal - Distal) の合計6つのパラメータが必要である。また、足関節においても同様に回転運動として底屈－背屈 (Plantarflexion - Dorsiflexion) 内転－外転 (Adduction - Abduction) 回内－回外 (Pronation - Supination), 並進運動については内側－外側 (Medial

- Lateral), 前方－後方 (Anterior - Posterior), 近位－遠位 (Proximal - Distal) の合計6つのパラメータがある。そこで、これらの運動パラメータについて数学的に定義付けを行うが、本研究では寺島和浩が考案した膝関節における測定システムに基づいて足関節用のシステムの確立を試みたので、足関節の運動パラメータに限定して定義を行う。

ゴニオメータによる足関節運動の測定は脛骨－第2中足骨間の運動を測定した。そこで、脛骨および第2中足骨のそれぞれに規定した座標系をそれぞれ次のように表す。

$$\begin{aligned} \text{脛骨座標系} & \quad (R_t) = (1, x_t, y_t, z_t) \\ \text{第2中足骨座標系} & \quad (R_f) = (1, x_f, y_f, z_f) \end{aligned}$$

また、脛骨座標系からみた第2中足骨座標系への変換行列を4行4列のマトリクス $[TF]$ とすると、これらの座標系間には

$$(R_t) = [TF] (R_f) \quad (3.14)$$

なる関係がある。さらに $[TF]$ を 3.2.1 節で示した回転行列 $[Rot]$ と平行移動行列 $[Tr]$ を用いて表すと

$$[TF] = [Tr] [Rot] \quad (3.15)$$

となる。従って (3.14) (3.15) 式より

$$(R_t) = [Tr] [Rot] (R_f) \quad (3.16)$$

を得る。一般的にこのような座標変換を行うことにより関節の運動を捉えることが可能となる。

ここで関節の運動パラメータと座標変換とを対応付ける。脛骨座標系からみた第2中足骨座標系への変換を得るために、次のような座標変換を行う。

脛骨座標系のX軸（内外側方向）まわりに α だけ回転



得られた座標系のX軸方向に T_x だけ平行移動



得られた座標系のY軸（前後方向）まわりに β だけ回転



得られた座標系のY軸方向に T_y だけ平行移動



得られた座標系のZ軸（遠近位方向）まわりに γ だけ回転



得られた座標系のZ軸方向に T_z だけ平行移動

今この座標変換を行列を用いて示すと(3.14)式は,

$$(R_t) = [R_x] [T_x] [R_y] [T_y] [R_z] [T_z] (R_f) \quad (3.17)$$

となる. ここで $[R_x]$, $[T_x]$, $[R_y]$, $[T_y]$, $[R_z]$, $[T_z]$ は

$$[R_x] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \quad (3.18.a)$$

$$[R_y] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \quad (3.18.b)$$

$$[R_z] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ 0 & \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18.c)$$

$$[T_x] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ T_x & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18.d)$$

$$[T_y] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ T_y & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18.e)$$

$$[T_z] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ T_z & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18.f)$$

である.

従って, (3.17) および (3.18.a) から (3.18.f) より $[TF]$ が与えられ, この成分 a_{ij} ($i, j=1, 2, 3, 4$) は (3.6) 式と同等であるため, 脛骨-第2中足骨間の座標変換における回転角 α , β , γ は (3.7.a) から (3.7.c) と同等に求められ

屈曲角はX軸まわりの回転角 α なので

$$\alpha = \tan^{-1} (-a_{23} / a_{33}) \quad (3.19)$$

内外反角はX軸に α 回転して得られた座標系のY'軸まわりの回転角 β なので

$$\beta = \sin^{-1}(a_{13}) \quad (3.20)$$

回内外角はX軸まわり α 回転して得られた座標系をY'軸まわりに回転角 β させて得られた座標系のZ''軸まわりの回転角 γ なのでなので次式となる.

$$\gamma = \tan^{-1}(-a_{12}/a_{11}) \quad (3.21)$$

また平行移動に対する移動距離(変位)については次のとおりになる.

内外側方向変位をMLとするとMLはX軸方向への変位量なので

$$ML = a_{21} \quad (3.22)$$

前後方向変位をAPとするとAPはX軸まわりに α 回転させた座標系のY'方向への変位量なので

$$AP = a_{31} \cdot \cos \alpha + a_{41} \cdot \sin \alpha \quad (3.23)$$

遠近位方向変位をPDとするとPDはX軸まわりに α 回転させた座標系を, そのY'軸まわりに β 回転して得られた座標系のZ''軸方向への変位量なので,

$$PD = -a_{21} \cdot \sin \beta + (a_{31} \cdot \sin \alpha - a_{41} \cdot \cos \beta) \quad (3.24)$$

となる.

このように, 6つのパラメータ $\alpha, \beta, \gamma, ML, AP, PD$ は式(3.32)から(3.37)によって与えられる.

3.2.3 ゴニオメータを用いた関節運動測定

1) 関節の運動量の算出

これまでの座標変換並びに関節運動を示すパラメータの定義につ

いて示してきたが, 実際に関節の運動を計測する上では先に述べた $\alpha, \beta, \gamma, ML, AP, PD$ の値を決定する必要がある, 我々はゴニオメータを用い6つのパラメータを決定した.

ゴニオメータは6つの電気角度計(ポテンシオメータ)とリンクから構成され, 既知のリンク長さと測定時の電気角度計から出力された角度変位量より座標変換を行い, 対象物の位置および姿勢を求める測定器である. ここでは実際にゴニオメータの構造に従って座標変換を行い, $\alpha, \beta, \gamma, ML, AP, PD$ の値を求める. 図3-3に示した状態を足関節用ゴニオメータの基準初期状態とし, 測定時におけるポテンシオメータの出力は基準初期状態からの角度変位 θ_i ($i=1, 2, \dots, 6$)とする. また, 第2中足骨取付側の座標を(R0), 第1番目のポテンシオメータによって変換された新しい座標計を(R1), 第2番目のポテンシオメータによって変換された新しい座標計を(R2)と順次変換を行い, 最終的に第6番目のポテンシオメータにより変換された脛骨取付側の座標計を(R6)とする. ここで, 脛骨側の座標系を(R0), 第2中足骨側の座標系を(R6)としなかった点については, 関節運動の拘束避けるためにゴニオメータの仕様変更を行ったためである.

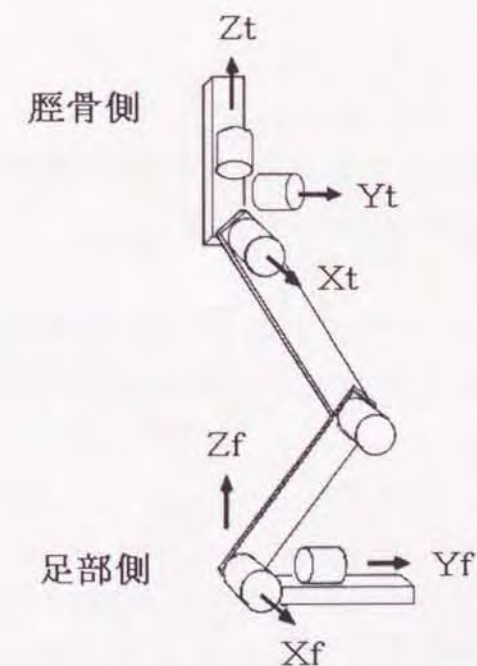


図3-3 足関節用ゴニオメータの基準初期状態

このとき i 番目のポテンショメータによる座標変換を $[P_{i-1,i}]$ と示すと

$$\begin{aligned}(R_0) &= [P_{0,1}] (R_1) \\(R_1) &= [P_{1,2}] (R_2) \\(R_2) &= [P_{2,3}] (R_3) \\(R_3) &= [P_{3,4}] (R_4) \\(R_4) &= [P_{4,5}] (R_5) \\(R_5) &= [P_{5,6}] (R_6)\end{aligned}\quad (3.25)$$

となる。また、(3.25)式より (R_0) と (R_6) の間における座標変換は

$$(R_0) = [P_{0,1}] [P_{1,2}] [P_{2,3}] [P_{3,4}] [P_{4,5}] [P_{5,6}] (R_6) \quad (3.26)$$

で表せる。ここで、

$$[P_{0,6}] = [P_{0,1}] [P_{1,2}] [P_{2,3}] [P_{3,4}] [P_{4,5}] [P_{5,6}] \quad (3.27)$$

とおくと(3.27)式は

$$(R_0) = [P_{0,6}] (R_6) \quad (3.28)$$

と表せる。ここで、各ポテンショメータにおける変換行列 $[P_{0,1}]$ $[P_{1,2}] \cdots [P_{5,6}]$ の成分を示す。

第1番目のポテンショメータによる変換 $[P_{0,1}]$ はY軸まわりに θ_1 だけ回転するための変換なので次式のように表せる。

$$[P_{0,1}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\sin\theta_1 & 0 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \quad (3.29.a)$$

第2番目のポテンショメータによる変換 $[P_{1,2}]$ はx軸まわりに θ_2 だけ回転させた新座標系のZ軸方向にリンク長さ Za だけ平行移動する変換なので次式のように表せる。

$$[P_{1,2}] = [Rotation] [Trance] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ Za & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.29.b)$$

第3番目のポテンショメータによる変換 $[P_{2,3}]$ も第2番目と同様にX軸まわりに θ_3 だけ回転させた新座標系のZ軸方向にリンク長さ Zb だけ平行移動する変換なので次式のように表せる。

$$[P_{2,3}] = [Rotation] [Trance] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ Zb & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.29.c)$$

第4番目のポテンショメータによる変換 $[P_{3,4}]$ はX軸まわりに θ_4 だけ回転させる変換なので次式のように表せる。

$$[P_{3,4}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 \\ 0 & 0 & \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \end{bmatrix} \quad (3.29.d)$$

第5番目のポテンショメータによる変換 $[P_{4,5}]$ はY軸まわりに θ_5 だけ回転するための変換なので次式のように表せる。

$$[P_{4,5}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_5 & 0 & \sin \theta_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\sin \theta_5 & 0 & \cos \theta_5 \end{bmatrix} \quad (3.29.e)$$

第6番目のポテンショメータによる変換 $[P_{5,6}]$ はZ軸まわりに θ_6 だけ回転するための変換なので

$$[P_{5,6}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_6 & -\sin \theta_6 & 0 \\ 0 & \sin \theta_6 & \cos \theta_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.29.f)$$

となる.

ここで(3.27)式に(3.29.a)から(3.29.f)を代入して計算を行えば $[P_{06}]$ は求められ, 成分 $a_{ij}(i,j=1.2.3.4)$ は次式となる.

$$\begin{aligned} a_{11} &= 1, & a_{12} &= 0, & a_{13} &= 0, & a_{14} &= 0 \\ a_{21} &= S \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot S \theta_3 \cdot Z_b + C \theta_2 \cdot (-Z_a - C \theta_3 \cdot Z_b)) \\ a_{22} &= C \theta_1 \cdot C \theta_5 \cdot C \theta_6 + S \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (C \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot S \theta_6 \\ &\quad + S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6) - S \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot S \theta_6 - C \theta_4 \cdot \\ &\quad S \theta_5 \cdot C \theta_6 + C \theta_2 \cdot (S \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6) \\ &\quad + C \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot S \theta_6 - C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6))) \\ a_{23} &= -C \theta_1 \cdot C \theta_5 \cdot S \theta_6 + S \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (C \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot \\ &\quad C \theta_6 - S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6) - S \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot C \theta_6 + C \theta_4 \cdot \\ &\quad S \theta_5 \cdot S \theta_6)) + C \theta_2 \cdot (-S \theta_3 \cdot S \theta_4 \cdot C \theta_5 + \\ &\quad C \theta_3 \cdot C \theta_4 \cdot C \theta_5)) \\ a_{24} &= C \theta_1 \cdot S \theta_5 + S \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (-C \theta_3 \cdot S \theta_4 \cdot C \theta_5 - \\ &\quad S \theta_3 \cdot C \theta_4 \cdot C \theta_5) + C \theta_2 \cdot (-S \theta_3 \cdot S \theta_4 \cdot C \theta_5 + \\ &\quad C \theta_3 \cdot C \theta_4 \cdot C \theta_5)) \\ a_{31} &= (C \theta_2 \cdot S \theta_3 \cdot Z_b - S \theta_2 \cdot (Z_a - C \theta_3 \cdot Z_b)) \\ a_{32} &= (C \theta_2 \cdot (C \theta_2 \cdot (C \theta_4 \cdot S \theta_6 + S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6)) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &-S \theta_2 \cdot (S \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot S \theta_6 + S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6) \\ &+ C \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot S \theta_6 - C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6))) \\ a_{33} &= (C \theta_2 \cdot (C \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot C \theta_6 - S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6) \\ &- S \theta_2 \cdot (S \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot C \theta_6 - S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6) \\ &+ C \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot C \theta_6 + C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6))) \\ a_{41} &= C \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot S \theta_3 \cdot Z_b + C \theta_2 \cdot (-Z_a - C \theta_3 \cdot Z_b)) \\ a_{42} &= -S \theta_1 \cdot C \theta_5 \cdot C \theta_6 + C \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (C \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot \\ &S \theta_6 + S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6) - S \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot S \theta_6 - \\ &C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6)) + C \theta_2 \cdot (S \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot S \theta_6 \\ &+ S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6) + C \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot S \theta_6 \\ &- C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot C \theta_6))) \\ a_{43} &= S \theta_1 \cdot C \theta_5 \cdot S \theta_6 + C \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (C \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot C \theta_6 \\ &- S \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6) - S \theta_3 \cdot (S \theta_4 \cdot C \theta_6 + C \theta_4 \cdot \\ &S \theta_5 \cdot S \theta_6) + C \theta_2 \cdot (S \theta_3 \cdot (C \theta_4 \cdot C \theta_6 + C \theta_4 \cdot S \theta_5 \cdot S \theta_6))) \\ a_{44} &= -S \theta_1 \cdot S \theta_5 + C \theta_1 \cdot (S \theta_2 \cdot (-C \theta_3 \cdot S \theta_4 \cdot C \theta_5 \\ &- S \theta_3 \cdot C \theta_4 \cdot C \theta_5) + C \theta_2 \cdot (-S \theta_3 \cdot S \theta_4 \cdot C \theta_5 \\ &+ C \theta_3 \cdot C \theta_4 \cdot C \theta_5)) \end{aligned} \quad (3.30)$$

但し, $\sin \theta_i = S \theta_i$ $\cos \theta_i = C \theta_i$ と略記した.

従って, 求めるべき $\alpha, \beta, \gamma, ML, AP, PD$ の各値は(3.30)式で与えられた成分を(3.19)から(3.24)式へ代入することにより決定される.

2) 膝関節運動の測定方法

1) では, 足関節用ゴニオメータから与えられる出力値から関節の運動量の算出方法を記述した. そこで, ここからは実際の測定手順について述べる. 但し, ここでは本研究の主対象関節である膝関節における測定方法について記述し, 足関節における測定方法については5章にて後述する.

膝における関節運動測定時には, 図3-4に示すように, ゴニオ

メータを大腿骨及び脛骨の外側にそれぞれベルクロストラップを用いて固定し、屈曲－伸展運動（以下、自動運動）および歩行時の膝関節運動を測定した。この測定データはA/Dボードを介してパーソナルコンピュータに取り込んだ。また、ゴニオメータの取り付け位置と解剖学的な骨座標系との位置関係を算出するために、寺島和浩らの方法により2方向X線撮影を行い、補正した。以上の手順によって、膝の関節運動を大腿骨および脛骨に規定した各骨座標系間の3次元的な相対運動として捉えた。

また、評価を行うために解析で得られた膝関節運動を、3次元評価するために必要な6つのパラメータ（屈曲－伸展、内反－外反、内旋－外旋、内側－外側、前方－後方、遠位－近位）に分離し、時間に対する各パラメータの変化および屈曲角に対する各パラメータの変化として表示した。この際、角度変位量を Grood らの定義する Euler 角と寺島和浩らの定義する Helical 角の2通りの表示方法によって検討した。

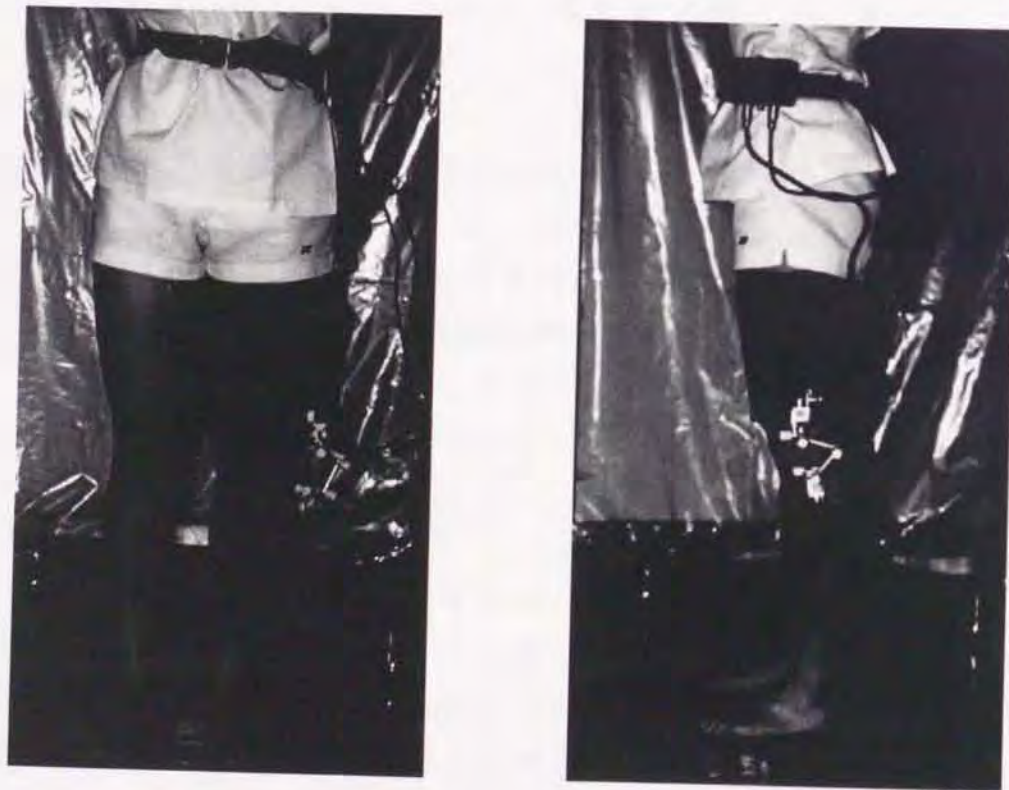


図3-4 測定時におけるゴニオメータの固定

3.3 運動解析システムの信頼性

3.3.1 はじめに

何らかの対象物を測定する際には、いたるところに誤差を含む因子が存在し、測定結果に影響を及ぼす。誤差を招く要因としては、測定対象、測定器、および測定方法の不完全さや観測者の能力（熟練度、注意力）などが挙げられる。

我々が扱っている生体の運動測定についても全く同様なことが言え、我々が用いている測定システムについても誤差に対する検討が十分になされなくてはならない。そこで、本研究に用いているシステムにおいてどのような誤差因子が存在するかについて検討を行う。我々は、関節運動の評価は3次元的に行うことが重要であると考えているため、前節に示したようにゴニオメータと2方向X線撮影法を組み合わせた測定システムを用いて解析を行っている。この測定システムを用い評価を行う際に含まれる誤差として、次のような因子が挙げられる。

- ① ゴニオメータの持つ機械的誤差
- ② 2方向X線撮影により得られたレントゲン像を画像処理する際の誤差
- ③ 解析を行う人の人為的誤差
- ④ 測定方法（測定器の固定方法）による誤差
- ⑤ 測定対象に含まれる誤差

ここで、①から③の問題を含めた、測定システム上の誤差については寺島和浩らにより既に行われており、このシステムを用いて関節運動などを測定した場合に含まれる誤差は長さについて±0.5mm、また角度についても±0.5°とされている。また、同一データを異なる解析者により解析した場合の再現性も十分であり、関節運動を扱う上で本測定方法は十分な信頼性を有していると報告されている。しかし、④、⑤のような、測定時における計測器の固定方法や測定対象の持つ不確かさに対する検討はされていない。

本研究では、ゴニオメータをベルクロストラップを用いて大腿と下腿に固定しているために、測定対象である骨との間に筋、脂肪などの軟部組織が介在してしまう。ここで、軟部組織は関節を動かす際の筋の緊張によってその厚さや挙動が異なる他、各個人の筋や体脂肪などの量によってもその変化が異なるため、これらを画一的に捉えることは困難である。このような理由により、本来の測定対象である骨の運動を捉えているのではなく、軟部組織の運動を捉えているのではないかという、測定方法（固定方法）による誤差が危惧されてきた。

従って、固定方法による誤差がどの程度存在しているかを明らかにし、測定に用いている系の信頼性を確かめる必要がある。そこで、実際の測定時にゴニオメータを直接骨に固定し、軟部組織の影響が入らない測定系と従来通りベルクロストラップにより固定し、軟部組織の影響が入り得る測定系による結果を比較・検討した。

3.3.2 対象および方法

本実験の主旨を説明し、その意味について十分理解を頂いた健康な若い男性ボランティア5名を対象とした。

測定方法としては、軟部組織の影響を除去するため図3-5に示すように、局所麻酔下において被験者の大腿骨、脛骨の外側方向より直径3mmのキルシュナー鋼線（Kirschner wire 以下、K-wire）を挿入し、このK-wireにゴニオメータを直接取付け膝関節運動を測定した（以下、K-wire固定法）。また、従来より我々が用いている固定方法として、3.2.3節で示したようにゴニオメータを大腿と下腿の外側にベルクロストラップを用いて固定し（以下、ストラップ固定法、図3-4参照）膝関節運動をそれぞれ測定した。

測定項目としては、K-wire固定法およびストラップ固定法のいずれについても図3-6に示すように屈曲角60°までの自動運動（屈曲-伸展運動）について測定を行い、2方向X線撮影法と組み合わせることにより膝関節運動を大腿骨に対する脛骨の相対運動と

して算出した。ここで得られた自動運動時の膝関節運動の結果をK-wire固定法とストラップ固定法について比較することにより固定法の違いによる軟部組織の影響について検討した。

尚、本実験に起因した感染症などを防ぐために十分な配慮をし、実験終了後もボランティアの傷が完全に治癒するまで、適切な医療処置を施した。



図3-5 K-wireによるゴニオメータの固定



図3-6 自動運動の測定風景

3.3.3 結果

図3-7に K-wire 固定法による自動運動の結果を膝関節運動を表す各パラメータの変化について平均値とSD値によって表した。横軸を屈曲角とし、縦軸を内反-外反(Adduction-Abduction), 内旋-外旋(Internal Rotation-External Rotation), 内側-外側(Medial-Lateral), 前方-後方(Anterior-Posterior), 遠位-近位(Proximal-Distal)の各変位量とした。但し、各パラメータの単位として、回転運動を表している屈曲-伸展, 内反-外反, 内旋-外旋については角度 (degree), 平行移動を表している内側-外側, 前方-後方, 近位-遠位については長さ (mm) を用いて表した。この図から K-wire 固定法により測定された膝の関節運動は、屈曲に伴い内反, 内旋, 内側, 前方, 遠位方向へ移動していることが確認される。

また、同様にストラップ固定法による測定結果を図3-8に示す。この図より、ストラップを用いて測定した場合においても膝関節運動は屈曲に伴い内反, 内旋, 内側, 前方, 遠位方向へ移動していることが確認され、先の K-wire 固定法の結果と同様な傾向を示した。しかし、内反量および遠位移動量についてはストラップ固定の結果の方が K-wire 固定法のそれと比べ大きな変化として現れ、内旋量については K-wire 固定の方が大きな変化として現れた。また、ストラップ固定法の測定結果は K-wire 固定法の結果と比較して変化の様子が単調になる傾向にあった。

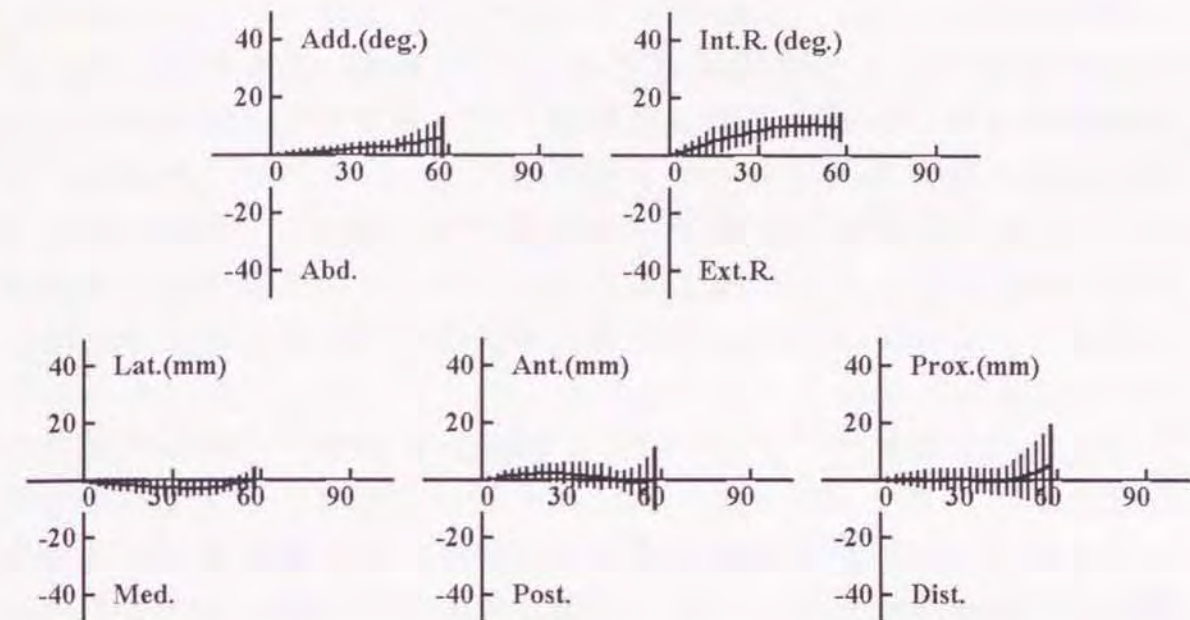


図3-7 K-wire 固定法による測定結果

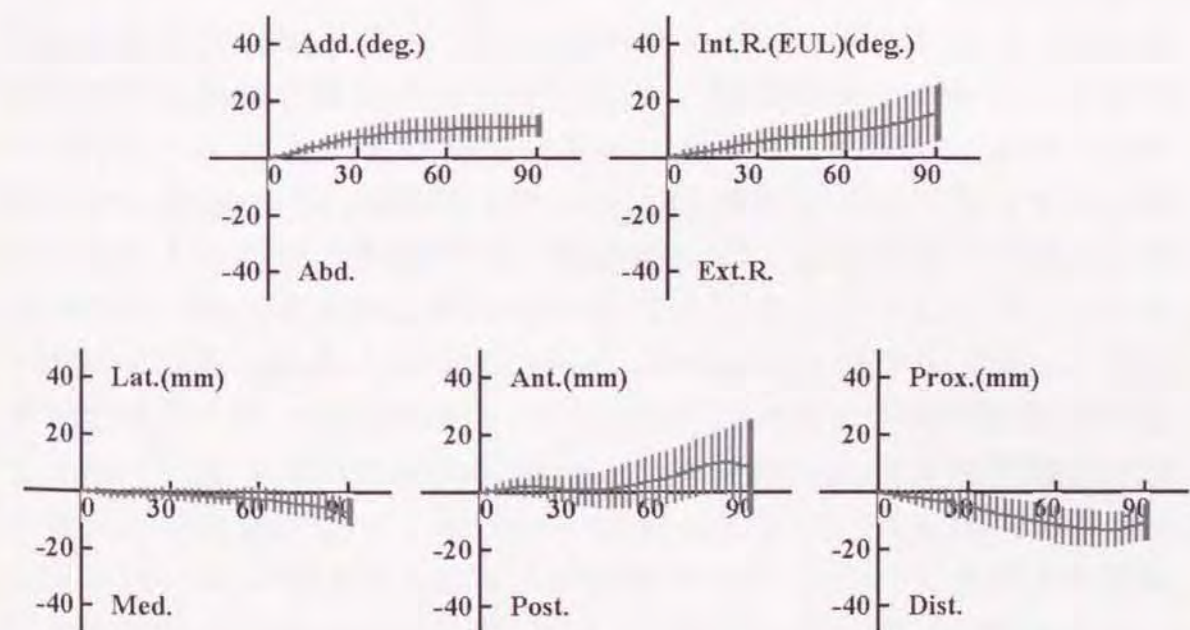


図3-8 ストラップ固定法による測定結果

3.3.4 考察

以上の結果から、自動運動において K-wire 固定法とストラップ固定法の間に大きな差異は確認されず、軟部組織や固定方法による解析結果への影響は少ないと考えられた。しかし、ストラップ固定法による解析結果のグラフはやや単調かつ滑らかな曲線となっており K-wire 固定法では捉えることが可能であった微量な関節運動に対して、正確に追従できない部分が存在することが明らかとなった。

次に、内反量についてストラップ固定法の結果が K-wire 固定法のそれよりも変化量が大きく現れた点については、膝関節を屈曲または伸展させる際の大腿四頭筋の活動、すなわち筋の膨張による影響と思われる。また、ストラップ固定法における回旋量が小さく現れた結果については、骨で生じている回旋量の一部が筋によって吸収されたと推察される。さらに、遠位方向の移動量がストラップ固定法で大きく現れた結果について検討すると、自動運動における屈曲動作は下腿を下方に降ろす動作である。この際、下腿の軟部組織は重力により下方移動し、これに伴って、軟部組織上に固定されているゴニオメータの脛骨端も下方、すなわち遠位方向に移動したと考えられる。

ここで、ストラップ固定法による測定結果と K-wire 固定法の結果を比較し、各パラメータの変化量にどの程度の差異があるかを算出することにより、ストラップ固定法の補正量を与えることが可能と思われた。しかし、軟部組織における筋肉や脂肪の量などは個体差が非常に大きいため、今回のデータを基に補正量を求め、それにより関節運動の近似解を求めることは危険と思われる。

しかし、図 3-7、図 3-8 より各パラメータの変化について両固定法を比較すると、SD の幅はほぼ一致していた。従って、先に示した各パラメータにおける K-wire 固定法との差異を把握しておくことによりストラップ固定法による関節機能の評価は十分可能であると考えられる。

次に、K-wire 固定によって得られた関節運動について従来の研究と比較を行う。既に報告されている侵襲的な膝関節の運動解析方法として、Lafortune¹⁶⁸⁾らによる大腿骨と脛骨のそれぞれに Steinmann Pin を刺し、写真撮影を行うことによって関節運動を捉えた報告がある。また、Nilsson^{169), 170)}らは鋼球を大腿骨と脛骨に挿入し、これらを 2 方向から X 線撮影することによって関節運動を測定している。そこで、これらの研究報告と本実験結果の比較を行った。図 3-9 に Nilsson らの結果と本研究で得られた結果を併せて表示した。ここで、Nilsson らの結果表示に合わせるために伸展位から屈曲させる運動と、屈曲位から伸展させる運動について別々のグラフに表した。Nilsson らの結果において屈曲運動に関するデータは四角形、伸展運動のデータは菱形で表し、我々の結果についても同様に屈曲運動については三角形、伸展運動について丸印でそれぞれ表した。また、このグラフは屈曲角度を横軸にとり、各パラメータの変化を縦軸とし、屈曲角に対する角パラメータ変化を示した。このグラフより本実験で得られた結果と Nilsson らの結果は定性的に一致していると思われる。ここで、各パラメータの変化量において両結果で多少の相違が認められたが、これは、測定状況の差異に起因していると考えられる。本研究において、自動運動は全て座位にて測定を行っているのに対して、Nilsson らはうつ伏せに寝た状態でこの測定を行っている。また、関節運動を表す座標系の設定方法が両者の間で異っている。これらの要因を考慮すると両報告結果は定性的に一致しているものと考えられる。

さらに、Nilsson らや Lafortune らの報告は静的条件下における関節状態をいくつか組み合わせて行った不連続的な評価であるが、我々のゴニオメータを用いたシステムは連続値として関節運動を捉えることが可能である。従って、本章で行った実験は侵襲的な実験であり倫理上の問題も多く含むものであるが、ストラップ固定法では克服できなかった高精度な解析データが得られ、従来の報告にはなかった動的かつ 3 次元解析データが得られた。このような観点からすれば、本章の実験報告の重要度は非常に高く、今後、膝関節運動を検討する際の基準値として用いることが可能と思われる。

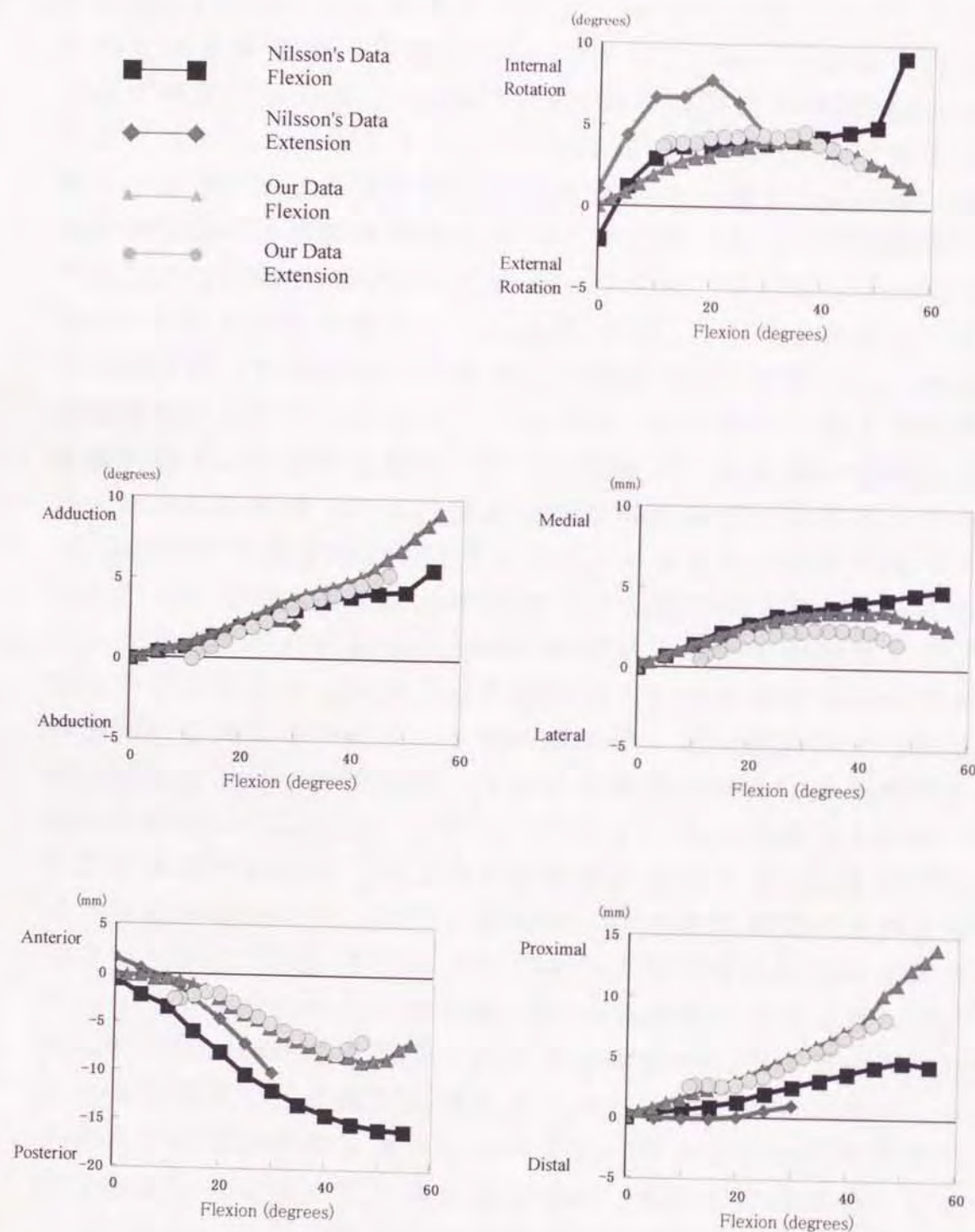


図 3 - 9 Nilsson らの結果との比較

3.4 結言

本章では、本研究で用いたゴニオメータによる測定システムの測定原理および関節運動の解析手順について示した。また、測定方法（固定方法）や、被測定物による誤差がどの程度存在しているかを明らかにし、測定に用いている系の信頼性を確かめるために侵襲的方法ではあるが K-wire を用いてゴニオメータを直接骨に固定し、軟部組織の影響が入らなようにした K-wire 固定法と、従来より用いているベルクロストラップ固定法による測定結果を比較した。また、Nilsson らの報告とも比較することにより以下の結論を得た。

- 1) K-wire 固定法とストラップ固定法による測定結果において、関節運動の変化パターンは同様な傾向を示した。
- 2) ストラップ固定法の測定結果は K-wire 固定法のそれと比較して運動変化が単調化していた。
- 3) 両群における S D 幅は同程度であった。
- 4) 軟部組織の影響を把握することによりストラップ固定による関節の機能評価は可能。
- 5) K-wire 固定法による関節の運動測定結果から、今後、基準と成し得る膝関節運動が得られた。

第4章

膝関節機能の評価

4.1 緒言

高齢社会の到来に起因した加齢疾患の増加や治療に重点を置いた医療の実状から近い将来に医療事情の悪化が予想され、この解決策として予防医学の確立が重要であることは前述した。しかし、この予防医学に必要となる疾患の発症原因や進行要因については未だ不明な点が多い他、治療方法においても様々な問題が残されているのが現状である。

整形外科学分野におけるOAも同様であり、予防医療の確立や治療方法の改善を目指した対応が急務である。そこで、本章では膝関節における運動機能の評価を行うことにより、OA膝の発症原因および進行要因の特定を試みた。また、関節の機能評価の観点からOAの治療法に存在する問題点について検討を行った。

4.2 OAの発症・進行要因についての検討

4.2.1 OA膝における特徴

OAの発症原因は未解明な部分が多く存在するが、実際のOAは主として中高年以降に発症する他、男性よりも女性において発症頻度が高いという特徴を有する。特に、閉経後の女性において多発するためにホルモンのバランス変化と結びつけた研究も行われている。しかし、中高年以降の女性は体力の減少も著しいために、OAの発症と体力や筋力との関連性から検討を行った報告例も多い。

ここで、OAの発症原因を体力や筋力との関連性から検討を行う場合、研究の第一歩は本来の健常な生体が有する関節機能とOA患者のそれとを比較検討することに始まると考えられる。また、この際、実際のOA発症の特徴から関節運動における性別の差異や加齢に伴う変化に注目することによって

より明確に原因の解明が可能になると考えられる。さらに、OAにおける症状の特徴も加味することによりOAの進行要因の検討も可能と思われる。

ここで、OAにおける関節運動の特徴について記述する。日本人におけるOAの特徴としては膝関節の内側顆側に骨欠損を有し、下肢アライメントが内反(O脚)変形する内側型変形性膝関節症が殆どである。また、関節運動については、健常者は図4-1に示すようにScrew Home現象と呼ばれる膝最大伸展直前時の外旋運動が現れるが、OA患者においてはこの現象が消失する傾向にある。さらに、歩行動作について検討を行った場合、健常者は図2-22に示すように立脚期と遊脚期のそれぞれに屈曲角が増加する現象(以下、Double Knee Action)が認められるのに対して、OA患者の歩行動作では図2-23に示すようにDouble Knee Actionの第1ピークが減少または消失する傾向にある。また、OA患者の膝関節運動においては、踵接地の直後すなわち立脚初期に健常者には認められないThrust現象と呼ばれる急激な内反動作が出現する。



図4-1 Screw Home現象

以上のように、OAの症状には様々な特徴がある他、発症時にも性差や年齢差があることから健常者の膝関節機能について性差および年代差を検討することによりOAの発症原因解明に繋がると思われる。さらに、骨欠損部位が内側顆側に偏っていることから膝関節運動と骨欠損の関連性について検討することによりOA進行の要因特定が可能と思われる。そこで、4.2.2項では健常者の膝関節運動において性差・年代差について検討を行い、4.2.3項ではOA進行期患者の骨欠損部位と関節運動の関連性に注目してOAの発症・進行原因について検討を行った。

4.2.2 健常者における性差・年齢差

前述のようにOA発症時の特徴と健常者の関節機能について性差および年齢差について検討を行うことは重要と思われるが、健常者を対象として、同一被験者の膝関節運動に左右差がどの程度存在するのか、性別や加齢による運動の相違は存在するのか等について評価を行った報告は少ない。また、評価を行っている報告についても、2次元的な評価であったり動的な解析が行われていない報告が多い。

そこで、膝関節の機能評価の観点からOAの発症メカニズムの解明を目指すために若年代および中高年代の健常者の膝関節運動を動的かつ3次元的に解析を行い、関節運動のパターンの左右差、性差、年齢差などについて検討した。また、関節運動のパターンと下肢アライメントとの間には密接な関係があると思われるために、若年代被験者の3次元的な下肢アライメントも同時に解析し、下肢アライメントと関節運動との関係についても検討を行った。

1) 対象および方法

下肢に既往症歴の無い健常者として、若年群と中高年群のそれぞれについて男女別を考え、合計4群について測定・評価を行った。若年群としては男性4名(21-26歳、平均22歳9ヶ月)および、女性5名(19-23歳、平均21歳)計9名18膝を対象とし、中高年群として男性5名(67-75歳、平均70歳2ヶ月)、女性5名(65-70歳、平均67歳7ヶ月)の計10名10膝を対象とした。

測定方法としては、3.2.3項に示したように、ゴニオメータを大腿と下腿の外側に固定し、自動運動(屈曲-伸展運動)と歩行運動を測定した。また、2方向X線撮影法を用いることにより、ゴニオメータによって得られたデータを3次元的な関節運動として再構築し、解析を行った。

さらに、若年群については下肢アライメントについても2方向X線撮影法を用いて3次元的に算出し、指標として3次元的な大腿骨と脛骨のなす角(以下、3次元FTA)と、3次元機能的荷重線(以下、Mikulicz line)の膝関節面における通過点を求め、評価を行った(これらの算出方法については付録3を参照)。

2) 結果

<若年健常男女>

同一被験者の左右差の有無を調べるために、左右それぞれ3回の自動運動の測定を行った。この1例を各パラメータの平均値とSD値によって図4-2に示した。横軸を屈曲角とし、縦軸を内反-外反(Add.-Abd.)、内旋-外旋(Int.R.-Ext.R.)、内側-外側(Med.-Lat.)、前方-後方(Ant.-Post.)、遠位-近位(Prox.-Dist.)の各変位量とした。但し、各パラメータの単位として、回転運動を表している屈曲-伸展、内反-外反、内旋-外旋については角度(degree)、平行移動を表している内側-外側、前方-後方、近位-遠位については距離(mm)を用いて表した。グラフの各パラメータの変化より左右の運動パターンはほぼ同様なもので、屈曲角30°付近での内外側移動量のパラメータを除き有意差($p < 0.05$)は確認されなかった。また、他の被験者においても左右差は確認されなかった。

次に、膝関節運動における性差を明らかにするために、男性群と女性群に分類し、それぞれの自動運動についての結果を図4-3および、図4-4にGroodらの定義するEuler角に従って全体の平均値とSD値によって示した。男性群の運動パターンは屈曲に伴い内反、内旋、内側、前方、遠位方向へ移動していることが確認された。また、女性群においては、内外側、前後、遠近位への各移動パターンは男性群とほぼ一致していた。しかし内外反、内外旋のパラメータについては男性群と比較して外反、外旋傾向にあった。これらには有意差($p < 0.01$)が認められ、運動パターンにおいて性差が確認された。

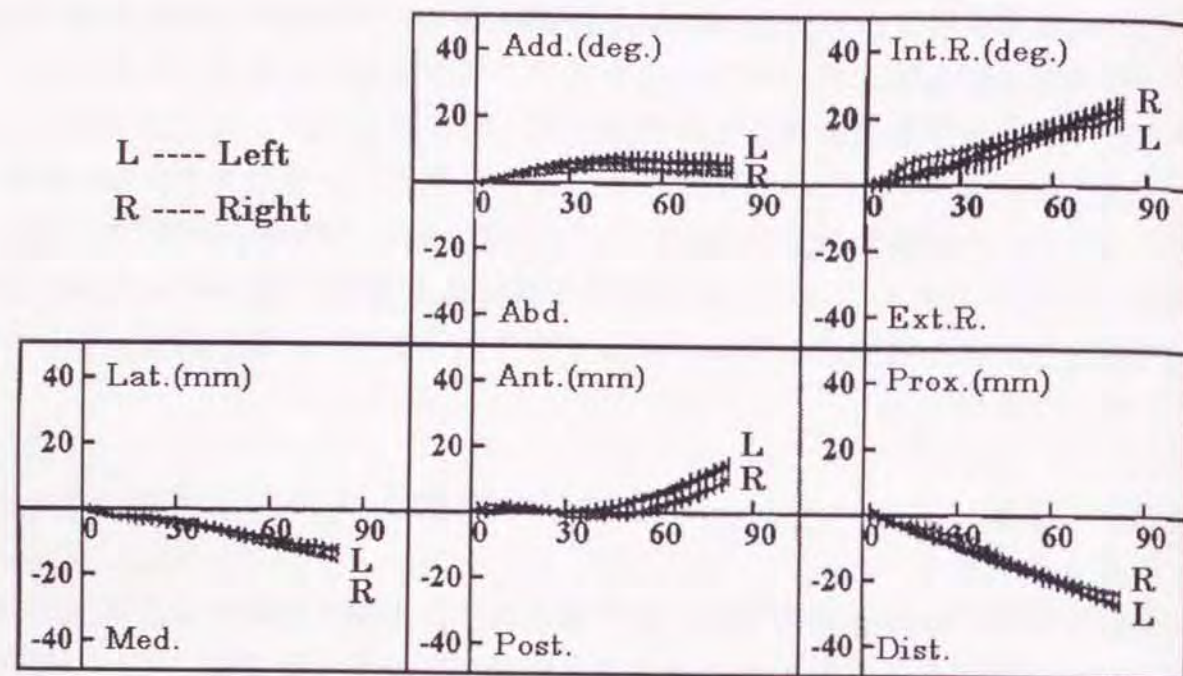


図 4-2 自動運動における左右差

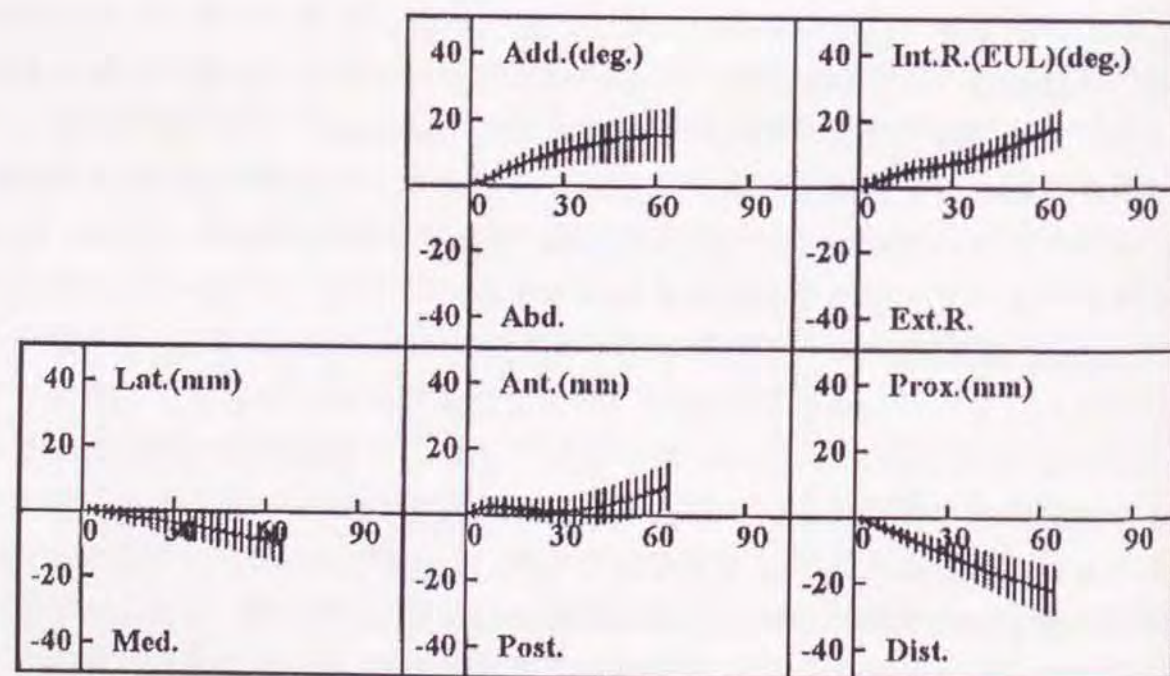


図 4-3 若年男性群における自動運動のパターン

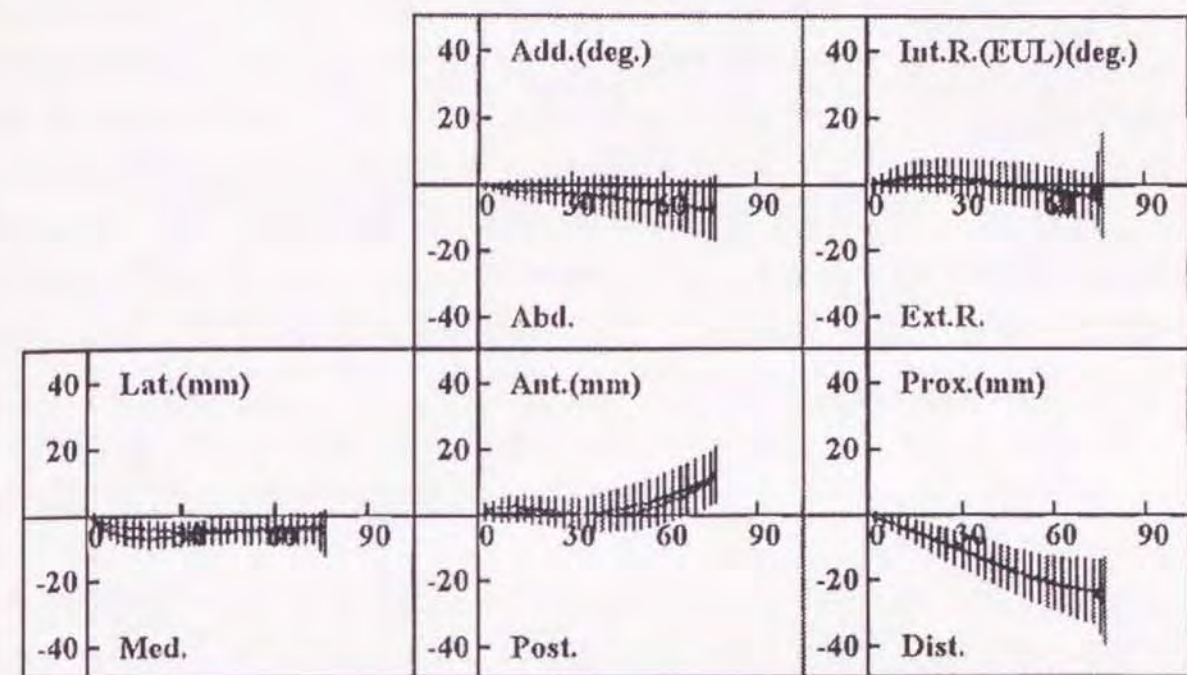


図 4-4 若年女性群における自動運動のパターン

＜中高年健常男女＞

図 4-5 に若年および中高年男性群の自動運動における膝関節運動のパラメータ変化を示した。図においては、膝屈曲角に伴う各運動パラメータの変化を平均値と S D 値によって示し、図中の色の濃いグラフは若年群のデータを示し、色の薄いグラフは中高年群のデータを示した。また、縦軸、横軸のパラメータおよびそれらの単位は前述のグラフと同様に角度 (degree) と長さ (mm) を用いて示した。若年男性群の自動運動パターンでは屈曲と共に内反、内旋、更には内側・前方・遠位方向への移動が見られた。また、中高年男性群は若年男性群と同様なパターンを示した。

若年および中高年女性群の自動運動の結果を男性群と同様な表示方法により図 4-6 に示した。若年女性群においては屈曲と共に内旋、内側・前方・遠位への移動が見られ、それらの変化パターンは男性群とは異なったパターンを示し、屈曲に伴う外反傾向が確認された。一方、中高年女性群においては、屈曲に伴う内反傾向が確認され、他のパラメータ変化と同様に男性群の運動パターン

と類似した傾向が見られた。

次に、歩行運動における若年、中高年男女の結果を示す前に歩行運動について詳しく述べる。片足の踵が接地してから再び接地するまでの運動を1歩の歩行運動とし、その周期を1歩の歩行周期とする。この歩行周期に対する時間的変化をパーセントで表し、歩行中にける測定足の運動のみに注目すると、横軸が0% (100%) 時に踵が床に接地し (Heel Contact), 50-60%のあたりで床を蹴り出し爪先が床を離れ (Toe off), さらに 100%時に再度踵が床に接地 (Heel Contact) する。実際の歩行運動は左右の足を交互に使い、この運動の繰り返しである。

そこで、この1歩行周期中における膝関節運動の結果を男性群は図4-7に、女性群は図4-8にそれぞれ示した。横軸は歩行周期に対する時間的変化をパーセントで表し、縦軸は関節運動を規定するための6つのパラメータであり、図中の色の濃いグラフは若年群、色の薄いグラフは中高年群のデータを示している。男女共に若年群に比較して、中高年群の各パラメータ変化量は小さくなる傾向が見られる他は、年齢差による顕著なパターン変化は確認されなかった。しかし、男女間の運動パターンについて差異が見られた。図中の横軸上 80-100 の値、即ち踵が床に接触する直前 (以下、Heel Contact 時) に、若年および中高年男性群では外反力と外側移動を伴った伸展運動が確認された。また、若年女性群では内反と内側移動を伴う伸展運動が、中高年女性群でも僅かであるが内反と内側移動を伴う伸展運動がそれぞれ見られた。これらの内-外反力、内-外側移動のパターンは、異性間で異なる傾向を示した。

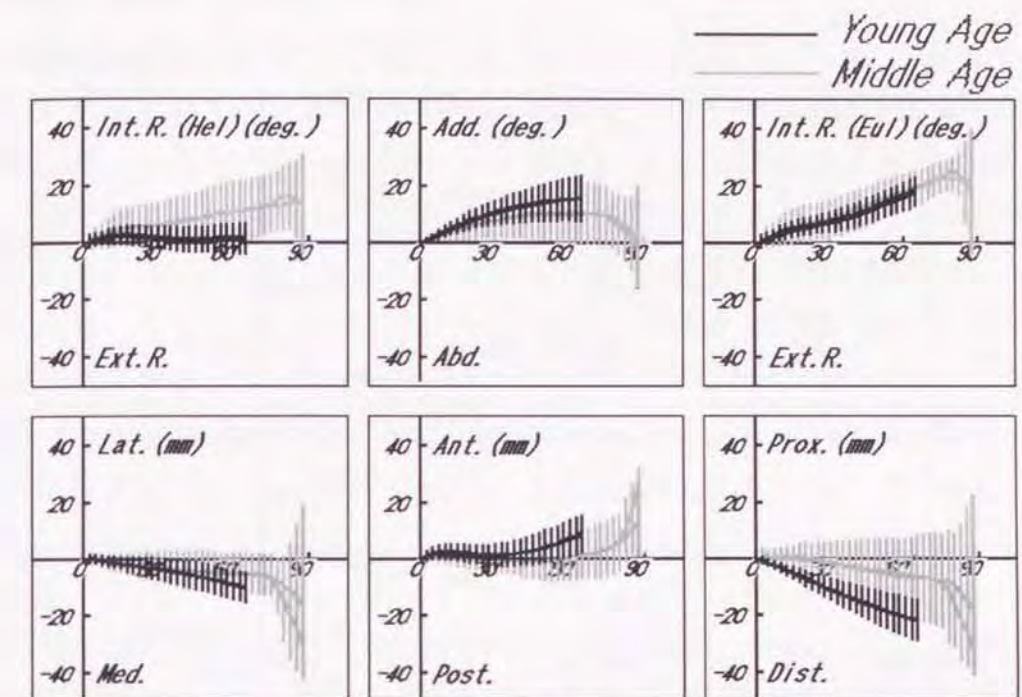


図4-5 男性群における自動運動のパターン

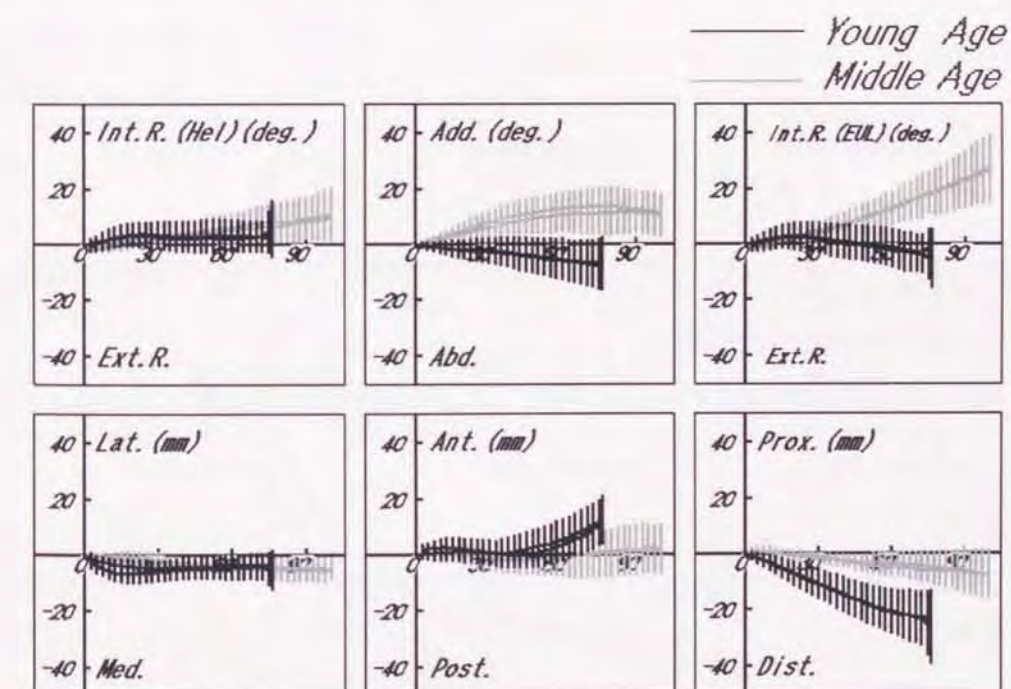


図4-6 女性群における自動運動のパターン

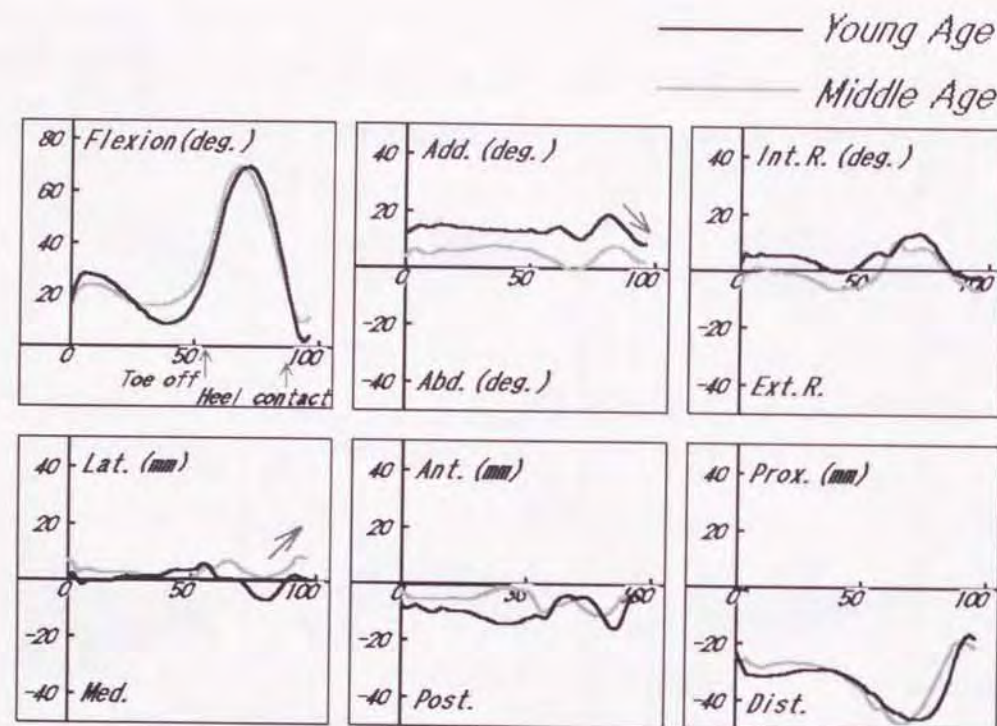


図 4-7 男性群における歩行運動のパターン

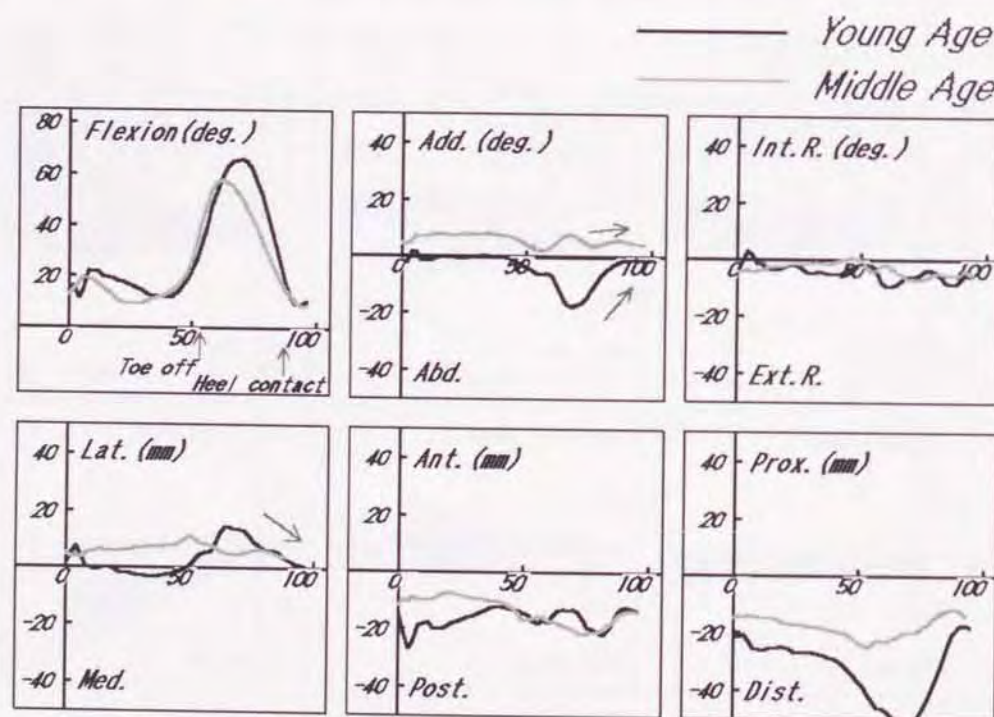


図 4-8 女性群における歩行運動のパターン

＜若年健常男女のアライメント＞

若年健常者のみについて下肢アライメントの計測も行った。図 4-9 は下肢アライメントにおける性差を求めるために、両脚立位 2 方向 X 線撮影によって得られた 3 次元 Mikulicz line の膝関節面上における通過点の位置を男性群と女性群に分けて示した。図は左膝の脛骨関節面を上方から見た様子を表しており、中央に位置する直線の交点上にある記号は脛骨顆間隆起の中心を表している。また、男性群における Mikulicz Line の通過点は丸い記号で、女性群の通過点は三角の記号によりそれぞれ表した。この図より、男性群の Mikulicz Line の通過点は主に脛骨の内側・後方に位置しているのに対して、女性群は外側・前方に位置していることが確認された。

また、3 次元 F T A と 3 次元 F T A を正面に投影することにより得られる一般的な F T A (以下、2 次元 F T A) を求め、図 4-10 に示すように性差について比較した。2 次元 F T A は男性群 $173.6-179.8^{\circ}$ 、平均 176.78° であり、女性群は $164.2-179.6^{\circ}$ 、平均 174.57° であった。一方、3 次元 F T A においては、男性群 $174.0-177.9^{\circ}$ 、平均 175.62° であり、女性群は $168.9-176.2^{\circ}$ 、平均 172.22° であった。また、統計学的に 2 次元 F T A では有意差が認められなかったのに対して、3 次元 F T A では有意な差 ($p < 0.05$) が認められ、F T A においても性差が確認された。

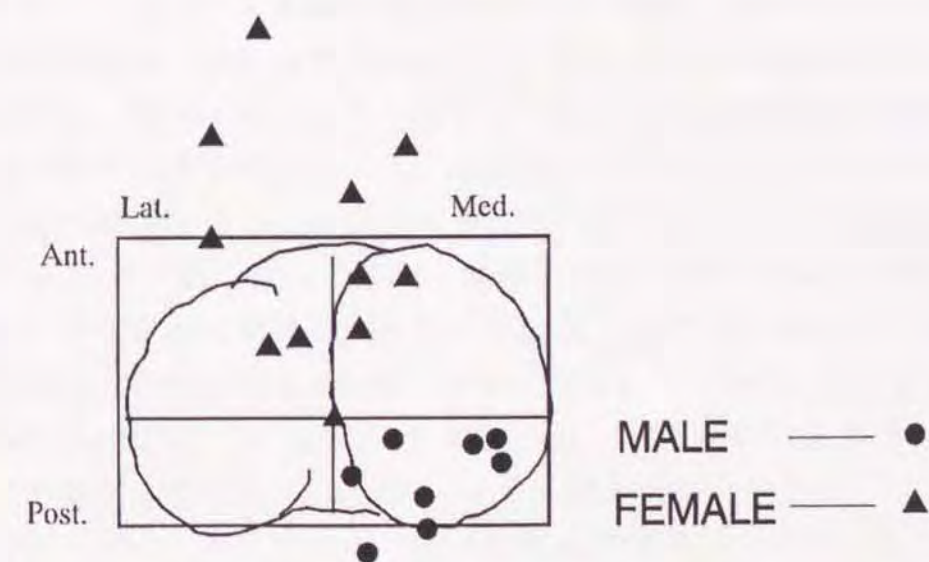


図 4-9 Mikulicz Line の脛骨関節面上における通過点

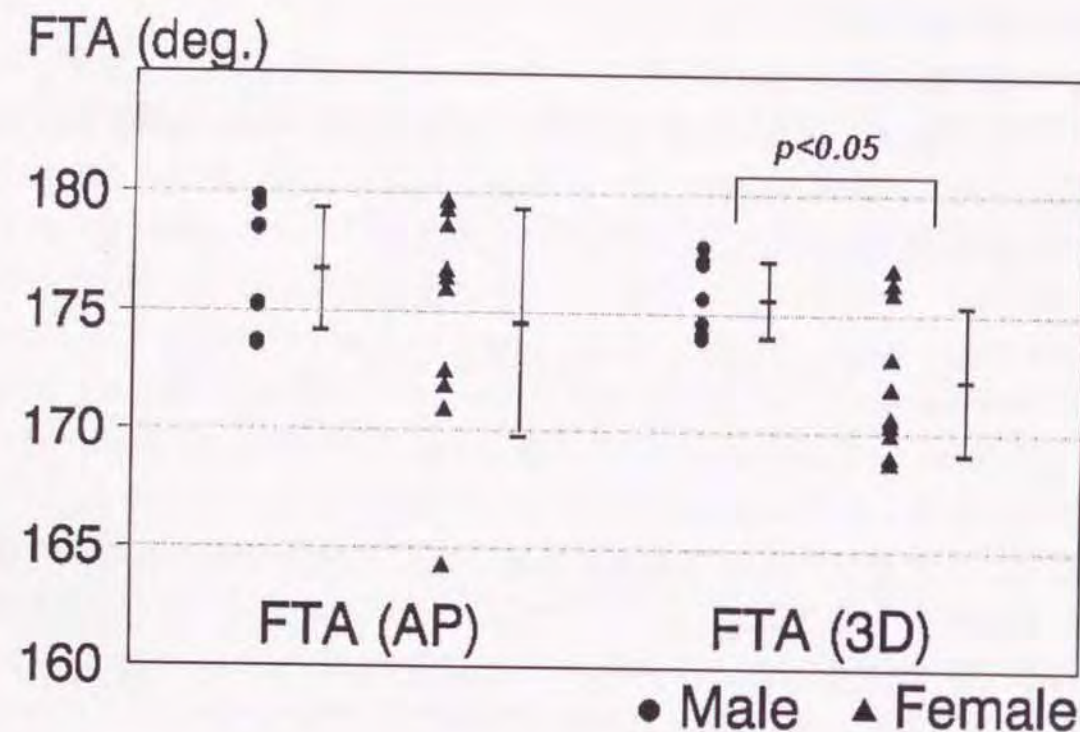


図4-10 3次元FTAと2次元FTAにおける性差

3) 考察

＜膝関節運動の左右差、性差（若年健常男女の結果より）＞

健常者の自動運動のパターンについて検討したところ、左右差は認められなかったが性差は認められた。また、下肢アライメントにおいても同様に性差を認めた。ここで性差が現れた原因として、解析中における数学的な座標変換上の影響が考えられる。そこで、先に性差として述べた同一なデータについて、Helical 角の定義に従って変換して表示した。図4-11に示す男性群の運動パターンにおいては、屈曲に伴い内側、前方、遠位方向への移動量は Euler 角表示と同様であった。しかし、Helical 角表示は、内反量が顕著に増加し、内旋量が減少した。また、図4-12に示す女性群においても、内外側、前後、遠近位への各移動パターンは Euler 角表示と同様であった。しかし外反量が増加し、外旋量が減少した。これらより、Euler 角による表示の場合には男女間において大きな差として現れていた内外旋の変化量がほぼ一致し、内外反の変化量の差がより顕著になった。ここで、Helical 角表

示を用いた場合、男女間で有意な差 ($p < 0.01$) を認めるパラメータは、内外反の変化量のみとなった。これにより、男性群の内反および女性群の外反傾向は、解析における数学的座標変換上の影響や解析の表示方法によらず、性差であることが確認された。

また、同一なデータを表示したにもかかわらず、Euler 角と Helical 角表示ではパラメータの変化に相異点が発生しているが、これは、それぞれの定義の相異に起因するものであり、座標変換を行う上での誤差に起因した結果ではない。

自動運動における性差として男性群は内反を伴い、女性群は外反を伴った。また先の Micklicz Line の通過点から、僅かではあるが男性群は内反、女性群は外反および過伸展した状態の下肢アライメントになっている。これらの結果より関節運動と下肢のアライメントとの間には強い関連性があると思われる。従って、膝の運動解析を論ずる場合にはもちろん、高位脛骨骨切り術や人工関節置換術などを行う場合においても、この性差を十分に考慮することが望ましいと思われる。

さらに、アライメントについては現在2次元的に捉えることが一般的であるが、今回2次元FTAでは性差を認めず、3次元FTAでそれを認めたことから、関節の運動解析などの生体力学的検討においては、下肢アライメントについても3次元的に評価することが必要であると思われる。

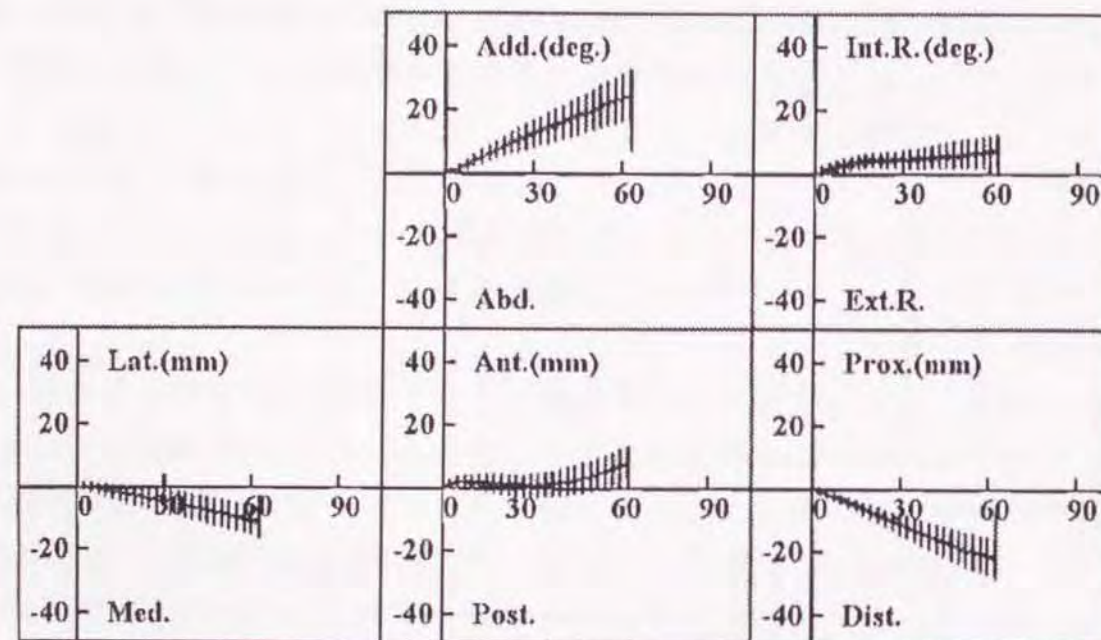


図4-11 若年男性群における自動運動のパターン (Helical)

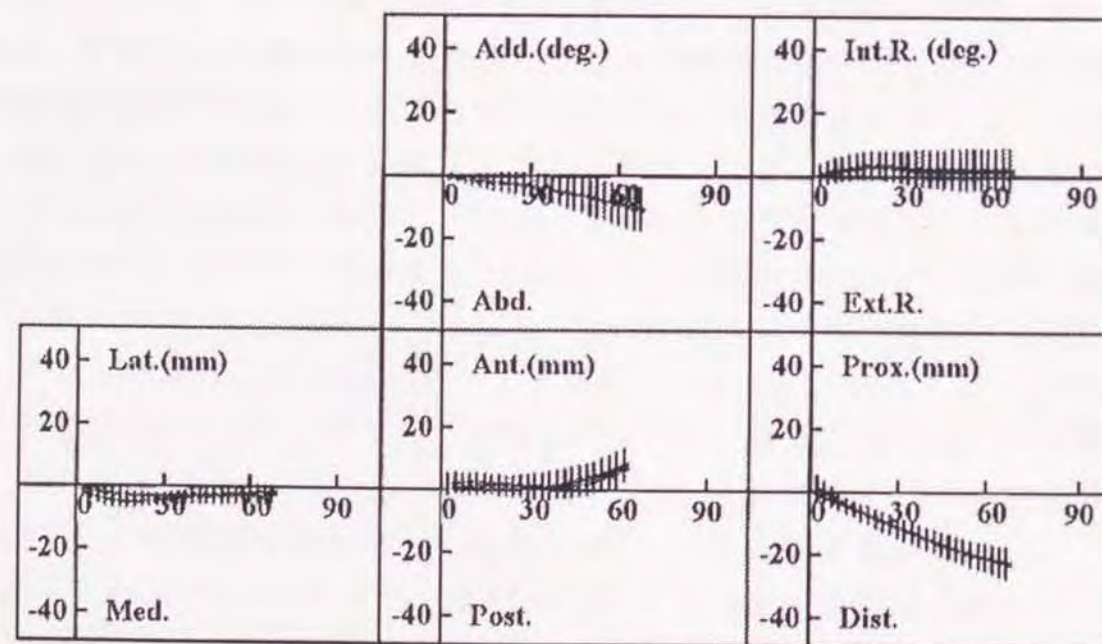


図4-12 若年女性群における自動運動のパターン (Helical)

<年齢変化による関節運動 (若年-中高年代健常男女の結果より)>

若年および中高年群の自動運動における比較結果より、男性群の膝関節運動においては年齢による運動パターンの変化は確認されなかったが、女性群の運動パターンでは加齢により外反から内反に変化する傾向がみられた。この結果について膝関節運動と下肢アライメントの状態に着目して考察を加えると、男性群の下肢アライメントは若年期から内反状態にあり加齢による変化は少ないが、女性群では若年期に外反状態にあった下肢アライメントが加齢と共に内反状態へ変化する。これらのことから、膝関節の運動パターンは下肢アライメントの変化に大きく依存していることが確認される。

また、歩行運動について検討を行った場合、Heel Contact 時における男性群の膝関節の運動は各年代に共通して外反、外側運動を伴った伸展運動であるのに対して、女性群のそれは内反、内側運動を伴った伸展運動であった。この点について、歩行時における膝関節運動と下肢アライメントの状態を内-外反パラメータに注目して検討する。実際の生体については有り得ないことであるが、下肢アライメントが内-外反の傾向を示さない中立位にあり、さらに内-外反運動を伴わない屈曲運動と仮定しても、Heel Contact 時の膝関節内部には非常に大きな応力が発生していると考えられる。これに対して中高年女性群のように下肢アライメントが内反状態にあり、更に内反運動を伴いながらの歩行は Heel Contact 時に膝関節の内側顆に過大な応力が作用すると考えられる。つまり、中高年女性群では他の群と比較してOA膝の発症例が多く、またOA発症後の症状の進行が他の群に比べて速いこと等から考えて、この内反した下肢アライメントの状態と内反運動はOA膝の発症に関与していると思われる。

また、OA膝の運動解析、治療、高位脛骨骨切り術や人工関節置換術等の手術法の改善、人工関節のデザインを考案する上では Heel Contact 時の運動が男女間で異なっていることや下肢アライメントの変化等を十分考慮することが望ましいと思われる。

4.2.3 O A患者の関節運動と骨欠損の関係

O Aの進行過程に対する研究として、著者らは健常者の膝関節運動とO A患者のそれとを比較検討することにより他の研究者と同様に **Thrust** の発生や **Screw home** の消失が異常運動であることを明示した。また、O A患者におけるH T O手術前後の膝関節運動を **Thrust** に注目して検討したところ、手術後には多くの患者において **Thrust** 現象の消失が認められ、H T O手術の有効性について示した⁵²⁾。また、ここで **Thrust** の消失が認められなかった少数の患者において、残存している **Thrust** がO Aの進行に寄与する可能性を示唆した。しかし、O Aがどのような因子によって発症し、進行してゆくかについては未だに不明な点が多い。特に、骨の形状変化や骨欠損により関節運動に変化が生じるのか、または、関節運動の変化によって骨欠損などが進行してゆくのかについては明らかではない。これらの点を明らかにするためには、上述した骨欠損部位と関節運動の関連性について調査することが重要と思われるが、このような報告は非常に少ないようである。

そこで、O A進行要因の解明を行うために進行期O A患者の脛骨関節面における骨欠損部位と膝関節運動の関連性について検討した。

1) 対象および方法

内側型変形性膝関節症と診断され、T K R手術を行った45例63膝を対象とした。脛骨関節面上における骨欠損部位を調べるために、T K R時に切除した脛骨関節面を肉眼的観察により骨欠損の局在位置を下記および図4-13に示すように7群に分類した。

- Type I : 内側前方部欠損
- Type II : 内側中央部欠損
- Type III : 内側後方部欠損
- Type IV : Type I + II
- Type V : Type II が前後に拡大
- Type VI : Type II + III
- Type VII : 内側関節面全体

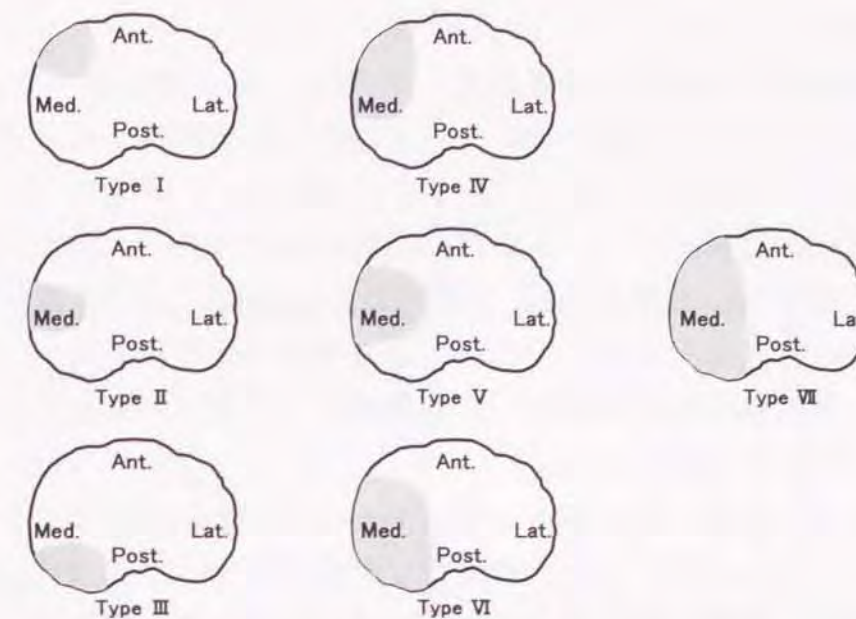


図4-13 骨欠損部位の区分

症例のうち32膝については以下の手順で膝関節運動を3次元測定した。T K R前の患者の膝関節外側にペルクロスとラップを用いてゴニオメータを装着固定した。このゴニオメータを用いて膝関節の屈曲-伸展運動、すなわち、自動運動と歩行時の3次元膝関節運動を動的に測定した。ここで得られた膝関節運動を3軸周りの回転運動と3軸方向の並進運動を考慮して6つのパラメータに分解したが、本研究では **Thrust** 現象と **Screw home** 現象について検討を行うために内反-外反および、内旋-外旋の2つのパラメータについて注目して検討を行った。また、ゴニオメータと膝関節の解剖学的座標との位置関係を補正するために臥位において2方向X線撮影を行った。

検討項目である **Thrust** 現象は歩行時の屈曲初期に出現する内反運動なので、歩行中の踵接地から1歩行周期中の初期の20パーセント（以下、立脚初期）までにおける内-外反のパラメータ変化を評価した。また、これと同時に回旋運動についても評価を行った。さらに、**Screw home** は自動運動における最大伸展位直前に出現する回旋運動なので、膝屈曲角20°から最大

伸展位に至るまでの内・外旋運動に注目することにより検討を行った。

2) 結果

脛骨関節面上の骨欠損の局在として Type I は 0 膝であった。Type II は 17 膝であり、このうち関節運動についても行った症例は 7 膝であった。Type III は 2 膝あり、Type IV は 9 膝、うち 7 膝は運動測定を併せて行った。Type V は 8 膝がこれに該当し、うち 7 膝の運動測定を行った。15 膝が Type VI に分類され、6 膝について測定も行い、同様に Type VII には 12 膝分類され、うち 5 膝について運動測定を行った。これらの局在分布数を表 4-1 に示す。この表から骨欠損は内側中央部から後方部にかけて、もしくは内側全体に欠損が認められる症例が多かった。

関節運動の測定結果として、図 4-14 に歩行動作における運動パラメータ変化の 1 例を示す。また、本研究で評価に用いた立脚歩行初期の Thrust 現象ならびに内旋運動の部分に丸印を付して示した。横軸は 1 歩行周期に対する時間割合をパーセントで示し、縦軸は各パラメータの変化量を回転運動については角度、並進移動については mm でそれぞれ表した。図 4-13 より、歩行動作中の踵接地から立脚歩行初期において Thrust 現象である内反方向への急激なパラメータ変化が認められた。この Thrust 現象は全症例に出現し、運動の差異には骨欠損の分類による傾向はなかった。

立脚歩行初期に生じた回旋運動の結果を図 4-15 に示す。横軸は骨欠損部位による区分である Type I から Type VII とした。縦軸は内旋および外旋運動あるいは回旋運動を認められなかった症例数をその群の母集団に対する割合で示した。この結果から、内側中央に骨欠損を有する Type II では、内旋運動が有意に出現していることが確認される。しかし、Type IV, V, VI など骨欠損部位が拡大すると共にこの回旋運動量が減少し、回旋が認められない症例が増加した。また、このような関節の運動変化が減少もしくは消失する傾向は回旋パラメータのみではなく、内・外側や前後方向のパラメータにおいても現れた。

次に、自動運動における最大伸展位直前に回旋運動として出現する Screw home についての結果を図 4-16 に示す。グラフ中の軸は図 4-15 と同様である。Screw home は Type II で 2 例、Type IV と Type VI でそれぞれ 1 例ずつ認められた。しかし、骨欠損部の拡大と共に Screw home とは逆の伸展

に伴う内旋運動（以下、逆 Screw home）が現れた例や回旋運動を示さない例が増加した。

分類	局在分類のみ行った 症例数	運動測定も行った 症例数
Type I	0 膝	0 膝
Type II	17 膝	7 膝
Type III	2 膝	0 膝
Type IV	9 膝	7 膝
Type V	8 膝	7 膝
Type VI	15 膝	6 膝
Type VII	12 膝	5 膝

表 4-1 骨欠損部の分布

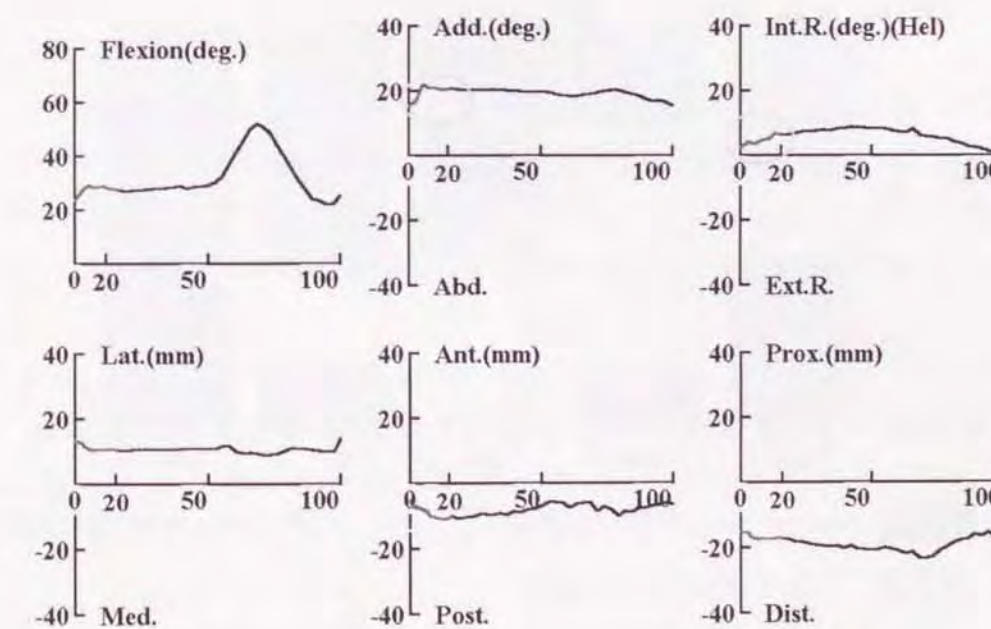


図 4-14 歩行時のパラメータ変化例

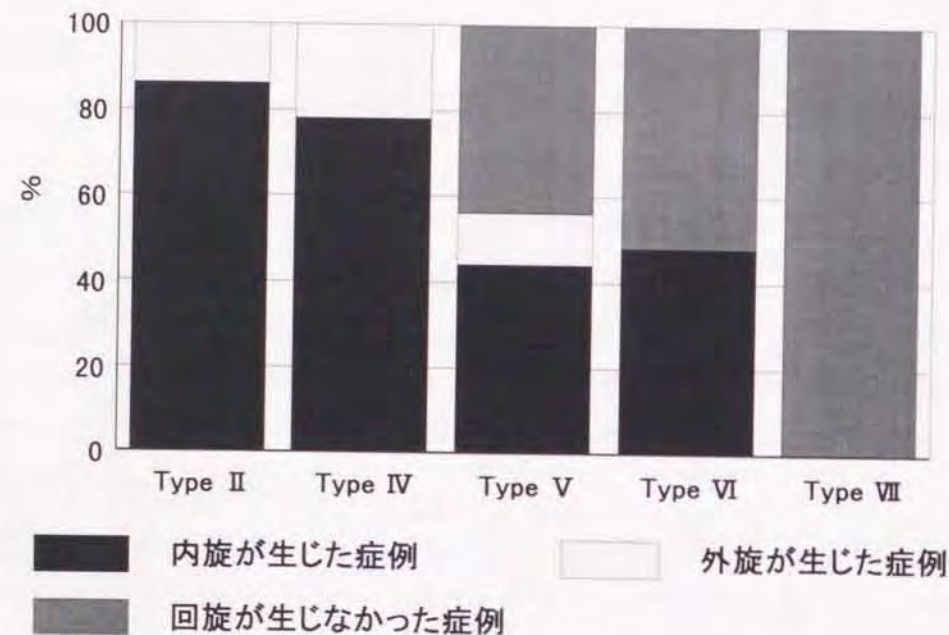


図 4-15 骨欠損部位と関節運動の関連性 (歩行)

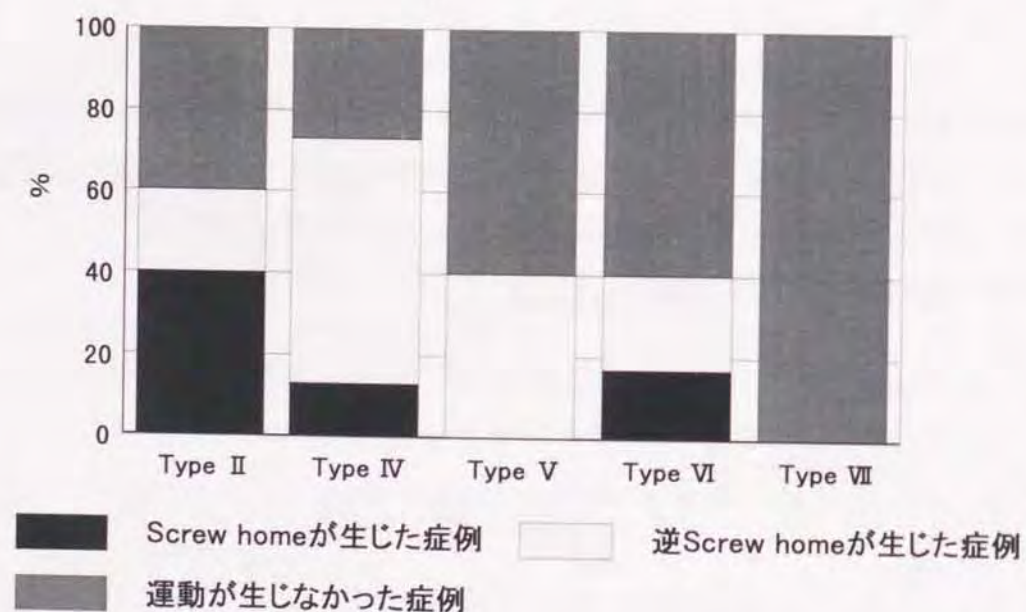


図 4-16 骨欠損部位と関節運動の関連性 (自動運動)

3) 考察

脛骨関節面上の骨欠損の局在を調べた症例数と、膝関節の運動測定を行った症例数は一致していないが、この理由は手術の日程上運動計測が不可能であったためであり、特定の症例についてのみ運動計測を行ったわけではない。従って、母集団の中から無作為に抽出した症例について関節運動の測定を行った場合と同等であるため、これによる結果への大きな影響は無いと考えられる。

前述の結果より、全ての症例において立脚歩行初期の Thrust 現象が生じた。骨欠損を有する関節において、Thrust と同時に起こる内旋および並進運動は大腿骨が滑りながら脛骨上の骨欠損部にはまり込む動作と言える。また、この立脚歩行初期は膝関節に最大の荷重が作用する時期でもある。これらを考え併せると、この最大荷重が作用する時期に大腿骨と骨欠損部分では骨同士の摺り合わせ現象が生じていることになる。従って、この摺り合わせ現象が骨欠損部の拡大を招く要因の1つであると推察される。さらに、Type V, Type VI, Type VIIなどは、既に骨欠損部位が大きく拡大しているために、Thrust 現象時にも骨同士の摺り合わせ動作は発生しないと考えられる。すなわち、骨欠損の拡大と共に内旋および並進運動が減少または消失した理由は、骨の摺り合わせ動作の消失にあると思われる。

また、自動運動における Screw home 現象においても骨欠損の拡大と共に関節運動の単純化が生じていた。これは、骨欠損部位の拡大に伴い、膝関節内の動揺性が増し、靱帯などの張力が満足に加わらないために生理的な関節運動が不可能となり Screw Home などの運動が減少または消失したと考えられる。

以上より、何らかの原因により OA が発症した場合、立脚歩行初期の Thrust 現象を含めた関節運動が骨欠損を拡大させると共に OA の進行に大きく関与していると考えられる。

4.2.4 OA の発症・進行因子

以上のように、若年・中高年健常者における膝関節運動および下肢アライ

メントを検討したところ、女性群の下肢アライメントは加齢に伴い外反位から内反位へと変化する傾向が認められ、歩行時の関節運動においても加齢と共に立脚歩行初期に内反運動を示す傾向が現れた。これらの結果と実際のOA発症の特徴とを考慮すると、この下肢アライメントおよび関節運動が内反位へと変化する生体の変化がOAの発症と深く繋がっていると考えられる。また、進行期OA患者の骨欠損部位と関節運動の検討より、Thurst時の回旋および並進運動が骨欠損の拡大を招いているものと推察された。

ここで示した、OAの発症・進行因子についてはさらに別な部分に原因があり、その結果としてこのような関節運動の変化などを招いたとの指摘もあった。OAの発症原因としては、骨塩量の減少や骨の粗鬆化などに起因した骨形状の変化も十分考えられ、本研究はその推察を斥けるためのものではない。しかし、生体の環境適合能力を考慮に入れた場合、「骨の粗鬆化や形状の変化に伴い関節の機能や運動が変化する」や「関節の機能や運動の変化に伴って骨の粗鬆化や形状変化が起こる」のいずれかが正しい訳ではなく、両者が同時に進行していると考えることが適切と思われる。従って、本研究はOAの発症・進行の1因子について検討を行ったという点からは妥当性を有すると考えられる。

4.3 OA治療における問題点の検討

4.3.1 現在のOA治療における問題点

OAの治療について注目した場合、現在の医療処置や治療方法としては足底板の使用やHTO、TKR手術などが挙げられる。しかし、これらについても問題点は山積みされているだけでなく、その問題点が何に起因して発生しているのかさえ不明な点が多い。また、現在の老人人口や関節症患者の増加傾向を考慮すると、現在のような問題点を多く含む手術手技では近い将来に対応不可能となるになる恐れがあると共に医療事情の悪化が予想される。従って、これらの手術方法の改善が必要不可欠であると共に問題の解決が急務である。以下に、OAの治療法に存在する問題点について示す。

1) HTO

現在行われているHTO手術の術前計画は2次元情報下で行われている。緒方らは、「術前の臥位における関節裂隙（以下、CPA）」と「術後の立位におけるCPA」の間には高い相関が成り立つと報告した。これにより、臨床現場における一般の術前計画はこの概念に基づいて行われているのが現状である。また、Chaoらは剛体バネモデルを応用することにより術後の荷重状態を推定し、術前計画時の骨切り角度の算出を行っている^{6,6)}。しかし、これらの概念はCPAの変化は膝に作用する荷重のみによると考えられており、関節内での大腿骨と脛骨の位置関係が変化した場合については検討されていない。また、正面から得られる情報のみによって検討しており矢状面内でのFTAやMikulicz Lineの変化は考慮されていない。

これに対して、術前・術後におけるCPAの変化は膝に作用する荷重のみを反映しているのではなく、大腿骨・脛骨の相対位置変化による荷重の作用点や方向の変化をも反映していると考えられる。また、HTO手術の対象者となるOA患者などについては、脛骨平原上に存在する骨欠損や側副靱帯不全などに起因した関節の動揺性が大きいと考えられる。すなわち、OAを有する関節はこの動揺性によって骨の位置関係が変化し、これに伴って関節内圧力が変化し易い状況にあると推察される。従って、OA患者のように動揺が大きな関節においては術前計画時に同一な骨切り角を設定しても、その動揺の程度によって術後の結果は異なり、目標としたFTAや荷重状態になら

ない場合があると思われる。しかし、この関節動揺性に起因した骨の位置関係の変化や、これに伴って生ずる関節内の力学的環境の変化については、未だ検討されていない。

2) TKR

OAの最終的な対処方法として人工関節置換術、すなわちTKRがある。人工関節の歴史は1890年にGluckによって行われたIvory Total Knee Joint Replacementに始まり、1963年にCharnleyによって現在の人工関節の基礎が作られ、発展・改良が重ねられてきた。しかし、この人工関節も未だに生体関節と同等な機能を有するものではなく、問題点も多く抱えている。

人工関節置換における問題点としては、人工物置換による異物拒否反応、人工関節による関節の不安定性、可動域の制限、骨と人工関節との境界での緩み、骨萎縮、運動機能の低下、患者の転倒頻度の増加などが有る。しかし、これらの問題点については未だに明確な答えは得られていない。

そこで、本研究ではTKRにおける問題点の中でも重要と思われる、関節における運動機能の低下に関する問題および人工関節の緩みと骨萎縮の問題を取り上げる。

<関節の運動機能>

人工関節置換術においては、そこで用いる人工関節の機種の他に手術方法にも様々な違いがある。現在、最も多く用いられている表面置換型の人工関節においても前十字靱帯（以下、ACL）を切離するタイプと温存するタイプが有り、後十字靱帯（以下、PCL）についても同様に両タイプがある。また、人工関節の固定にセメントを用いるか否か、膝蓋骨の置換も行うか否かなどについても選択肢が存在する。これらの選択肢についてそれぞれ利点・欠点があり、いかなる手法を用いるべきかが討論されている。

靱帯の切離は関節に不安定性を生ずるという問題点があり、大きく取りざたされている。この他、人間の関節には関節を曲げ伸ばしする際に関節の屈曲角度を感じ取る知覚機能（以下、角度感覚）が有ると言われており、人工関節置換時の靱帯切離などに起因した知覚低下によってこの角度感覚も低下するのではないかと疑問視されてきた。この観点から、靱帯切離の有無については関節の安定性についてのみではなく角度感覚の方面からも検討する

必要がある。

角度感覚の受容機構は関節表面のみに存在するのではなく、関節の周囲に存在する靱帯や筋、関節包などを含む軟部組織にも存在するとされているが、人工関節置換時にこの感覚受容機構の一部である靱帯を切離することは角度感覚の知覚低下に繋がると考えられている。そこで、靱帯切離と角度感覚の関係を明らかにするために、Good¹⁸¹⁾らやBarrack¹⁸²⁾らはACL切離の角度感覚への影響について検討を加えた。しかし、実際の臨床現場においてはACLを切離する手術は極めて少ないため、多くの人工関節置換患者の評価基準とはなり得ない。一方、PCL切離についての報告では、患者に使用している人工関節の機種が統一されていない報告が多く、角度感覚の低下が機種による影響かPCL切離による影響かが断定できない。また、Warren¹⁷²⁾らやCash¹⁸³⁾らは様々な手術方法について検討を行ったがそれぞれの対象とした母集団数が少ないために信頼度が薄い。従って、十分な患者数について同一の人工関節機種におけるPCL切離の影響を調査する必要がある。

さらに、角度感覚の低下については靱帯による影響のみではなく、膝蓋骨の再建や人工関節の固定方法などの影響についても考慮が必要である。膝蓋骨再建による角度感覚への影響は、損傷のある膝蓋骨表面を人工物で置換する手術によって知覚機構を持った関節表面が失われたために角度感覚が低下するという考えに基づき、人工関節の固定方法による影響とは、骨と人工関節の間にセメントを介在してしまうために関節内に作用している応力伝達に支障をきたし角度感覚を低下させるのではないかという考えに基づいている。しかし、これらは全て仮説であり、未だに実験などによる解明はなされていない。

<ルースニングと骨萎縮>

次に、TKR手術のあり方を考える上でも非常に重要な問題である、骨と人工関節との境界で発生する緩みの問題と骨萎縮について検討を行う。人工関節置換術はリウマチ炎やOAなどにより関節に生じた骨欠損などの形状的な変化を補い、疼痛を排除し、運動機能を回復させる目的として施行される。この手術手技としては、不要な骨の一部分を切除し、そこに人工関節を挿入固定するが、手術後にこの人工関節が骨との間で緩み（以下、ルースニ

ング)を生じる症例が多い。また、このルースニングは人工関節が骨から外れ易くなるため関節に不安定性を招く他、人工関節の固定部付近において骨折が発生することもある。しかし、人工関節置換術はOAなどにおける最終治療段階であるため、このような事例の発生は臨床上極めて重大な問題であり早急に解決されなければならない。

このルースニングは人工物を挿入した付近の骨萎縮が原因と考えられている。また、この骨萎縮の発生メカニズムは関節の一部分を人工物で置換することに端を発し、関節内部の応力状態が変化し、本来必要な応力が伝わらないために正常な骨形成が妨げられ、骨萎縮に至ると考えられている。この必要な応力の伝播が妨げられた状態をストレスシールドと呼び、骨萎縮を含めたルースニングとの関連性が注目されている。また、骨萎縮の進行速度は人工関節の固定方法によって異なり、人工関節コンポーネントを骨に固定する際にセメントを用いる固定方法(以下、セメント固定)はセメントを用いない固定方法(以下、セメントレス固定)に比べて骨萎縮の進行が早いと報告されている。しかし、固定方法の相違とストレスシールドの関係を明らかにした研究報告はあまり多くない。

ストレスシールドについての研究の多くはFEM解析による報告である。このFEM解析はシミュレーションモデルの作成により関節内部の応力状態を明確に調べることが可能である。また、このモデルを3次元化し、要素数を増やし細分化を謀ることによって、より忠実な解析結果が得られるという利点を持つ。しかし、これらの手法はあくまでもモデル解析のために、境界条件や初期条件値の設定如何により得られる結果が異なる危険性を有する。

一方、実験的手法によりストレスシールドの検討を行っている研究があり、大別して光弾性による解析方法とひずみ測定による手法が挙げられる。まず、2次元光弾性による研究では奥行き方向の情報が無いために詳細な考察が不可能であり、3次元光弾性においても皮質骨と海面骨の力学的特性を反映することが困難であるなどの問題点を有する。また、ひずみ測定による報告の多くは関節表面に現れたひずみの測定にとどまっており、骨内部のひずみ状態を測定した報告は無い。

以上のようにOAの治療法についても様々な問題点が存在する。そこで、本節では上記の問題点についてそれぞれ検討を行う。

4.3.2 HTOにおけるアライメント設定

前述のようにHTO手術の術前計画は正面X線写真像を用いた2次元情報を基に行われている。また、その手術計画は関節に作用する力学的環境のみを反映したもので、骨欠損などにより生じた関節の動揺性に基づく骨の相対位置変化などについては考慮されていない。さらに、現在の概念に基づいた手術計画の妥当性もしくは危険性について研究は行われていない。

そこで、骨欠損に起因した関節動揺性がHTO手術時のアライメント設定に与える影響を検討するために、本来の関節機能を有している試料(以下、intact)ならびに半月板を切除することによって人工的に動揺を再現した関節について、同一のアライメント設定下における関節内接触圧力の変化ならびに関節運動の測定を行った。

1) 対象および方法

試料として新鮮ヒト切断下肢1腿を用いた。試料は膝関節から遠位・近位方向にそれぞれ150mmの位置で切断し、不要な軟部組織は切除した。また、図4-17の如く、大腿骨・脛骨の長軸方向にシャフトを挿入し、両端に球面ジョイントを取り付け股関節および距腿関節を再現した。ここで、アライメント設定用のジグを膝関節と距腿関節に模した球面ジョイントとの間に設置し、任意の角度での骨切りを再現できるようにした。この際、膝関節面から股関節・距腿関節までの位置や前捻角および頸体角を可能な限り生理的状态に近づけるように配慮した。

これらのジグを装着した試料を万能試験機(島津製作所製オートグラフAG-D)に取り付け、196Nで荷重した。試験機への取り付けに際しては、Mikulicz Lineが膝関節の幅に対して内側方向へ約1/3の点を通過するように試料を設置した。また、荷重に伴う下腿の屈曲を避けるために、ターンバックルを介して大腿四頭筋力を与えた。

膝関節内の接触圧力測定には感圧導電性ゴムセンサを応用した圧力センサを用いた。圧力センサは図4-18に示すように、内側に418点、外側に396点の測定点を有し、膝関節に適合し易い形状に仕上げた。この圧力センサを膝関節後方から関節内に挿入し、縫合固定した。膝関節の運動測定は、図4-17に示すようにK-Wireを介してゴニオメータを大腿骨および脛骨

に固定し、これらの骨の相対運動を膝関節運動として測定した。また、実験終了後2方向X線撮影を行い、ゴニオメータと膝関節における解剖学的座標系との位置関係の補正を行った。

本実験は、同一なアライメント設定においても関節動揺の程度によって関節の運動や関節内接触領域に変化をきたすか、否かについて検討を行う。このため、試料として用いる関節には人工的に動揺性を与える必要がある。そこで、後述する実験条件に基づいて、愁訴のない膝関節の関節内圧力と運動測定を行った（以下、intact）。次に、日本人に多発する内側変形型OA膝を人工的に再現するために、試料の膝関節から内側半月を切除して同様の測定を行った。この後、さらにOAの程度が進んだ状況を考慮して、外側半月も切除して測定を行った。また、実験条件としては、様々なアライメント設定値について検討するために、FTAは中立位（ 174° ：以下、neutral）を含め、 $174 \pm 3^{\circ}$ 、 $174 \pm 6^{\circ}$ の5条件を設定した。

以上より、設定した実験条件は下記の15条件である。

- ① intact : neutral, $174 \pm 3^{\circ}$, $174 \pm 6^{\circ}$
- ② 内側切除 : neutral, $174 \pm 3^{\circ}$, $174 \pm 6^{\circ}$
- ③ 両側切除 : neutral, $174 \pm 3^{\circ}$, $174 \pm 6^{\circ}$

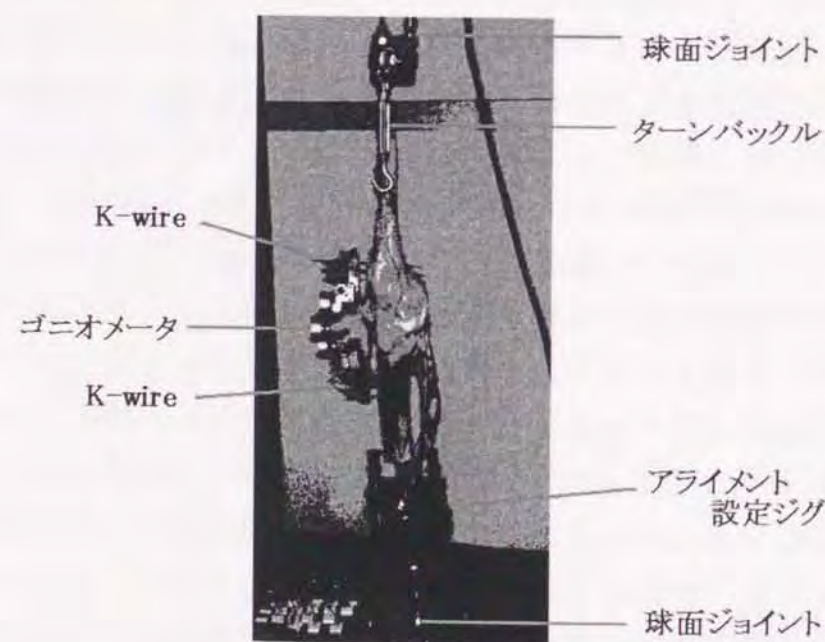


図4-17 試料およびジグの配置

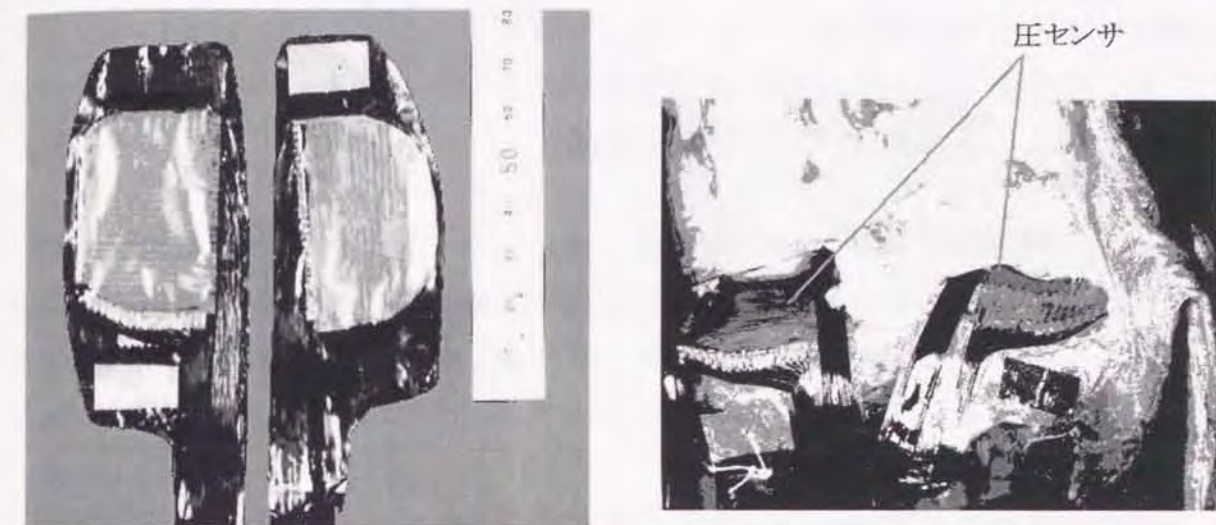


図4-18 圧力センサ

2) 結果

図4-19の(a)および(b)に intact と内側半月切除時における関節内接触領域の結果をそれぞれ示す。また、アライメントの設定条件の分類として、その傾向が捉えやすいように neutral および内外反 6° を与えた $174 \pm 6^{\circ}$ の結果を採用した。図は脛骨の上方から関節面上の圧力センサを捉えた様子を表し、図中における上方および左方は脛骨関節面の前方および内側に対応している。これらは全て荷重が196Nに達した際の結果であり、接触圧力の大小は色の濃淡で示した。

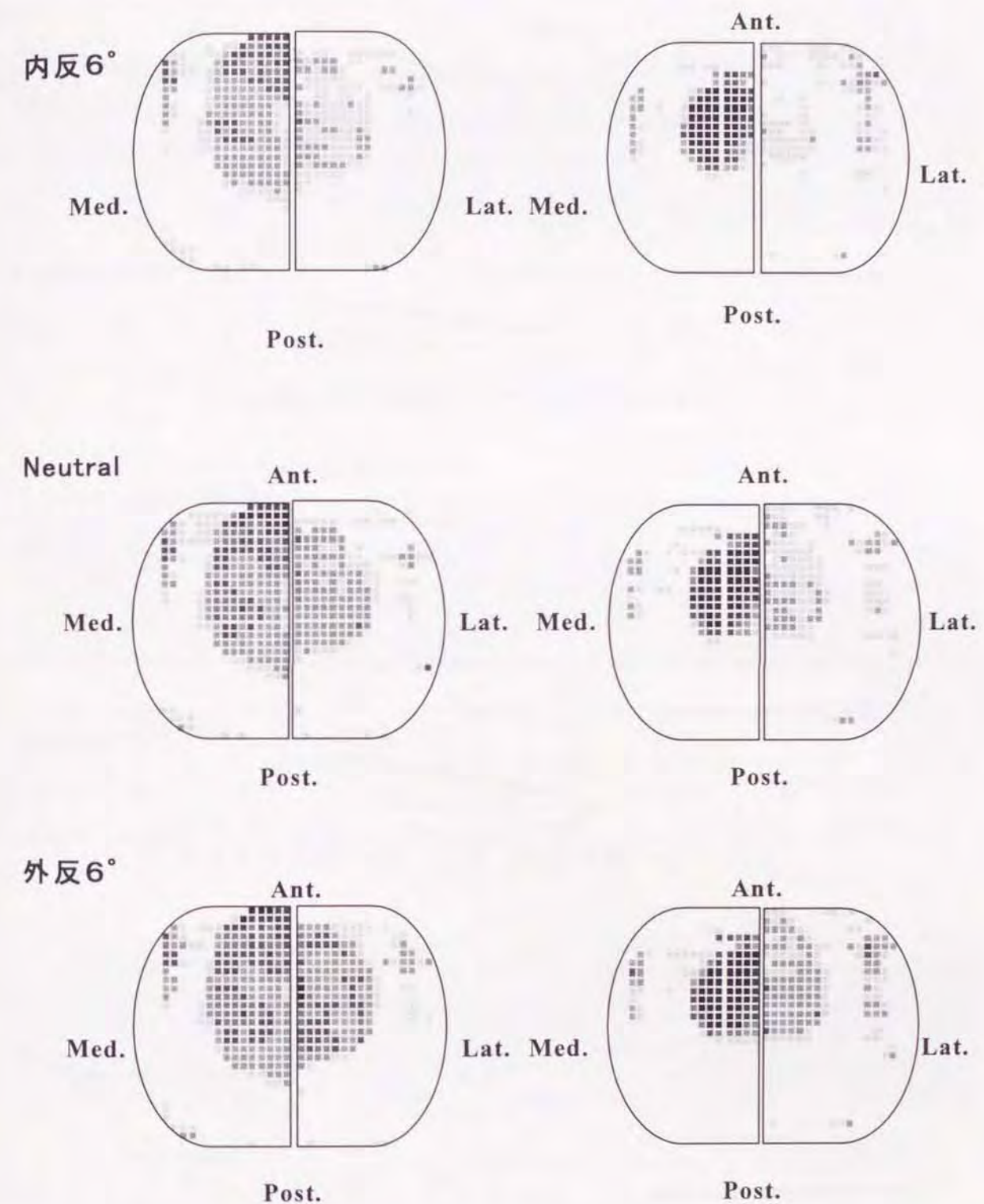
図(a)より、Intact のいずれの結果においても膝関節の内側顆および外側顆の大きさを反映し、内側部の広範囲で接触しているのに対して外側部の接触領域はやや狭くなっていた。また、各アライメントにおける結果を比較した場合、アライメントの内外反変化に対応して接触領域も内側および外側に偏る傾向が認められた。次に図(b)から、内側半月の切除により内側関節面での接触領域が縮小化し、狭い領域で荷重の支持を行っていることが認められた。また、この結果においても intact と同様にアライメントの変化に対応した接触領域の変移が現れていた。

しかし, intact と半月切除の結果を比較した場合, 半月切除により外側における接触圧が減少する傾向が現れた. 実験試料における半月切除の部位は内側であることから内側に比べ外側関節部の方が関節裂隙は狭く, アライメントを外反位に設定した際などは外側関節面のみの接触となることが予想されたが, これとは異なった結果を示した.

図4-20の(a), (b), (c)に intact, 内側半月切除時および両側半月切除のそれぞれについてアライメントを中立位にした際の関節運動結果を示す. 横軸は非荷重時から荷重が 196N に至るまでを1周期とした時間軸で表し, 縦軸は回転および並進運動のパラメータを角度 (degree) および距離 (mm) でそれぞれ表した.

この実験は膝伸展位における実験であるために各運動パラメータの変化は非常に少ないが, 回旋運動に注目した場合, 次に示す傾向を有した. そこで, 各実験条件について回旋運動のみの結果を図4-21にまとめて示した. 図において(a)は intact の各アライメント設定に対する結果を縦軸を回転角, 横軸を実験の1周期に対する時間割合として示し, 同様に(b)と(c)は内側半月切除時および両側半月切除時の結果を示した. この図より Intact における回旋運動は時間の経過と共に内旋方向に単調増加を示し, この傾向にアライメントの設定値による差異は認められなかった. しかし, 内側半月切除時には初期から外旋運動を行い, 後半から内旋運動を生じた. また, この外旋運動はアライメントを内反位に設定した際など, 関節内の内側顆側で荷重支持を行っている場合に顕著に現れた. 両側半月切除時においてもこの外旋運動は出現し, 先述と同様に内反位のアライメント設定時にはこの傾向が顕著に現れた.

Intact, 内側半月切除, 両側半月切除の結果を同一のアライメント設定間で比較すると, この外旋運動は内側半月切除時が最も顕著であり, 次いで両側半月切除時であった.



(a) : intact (b) : 内側半月板切除

図4-19 膝関節内接触領域

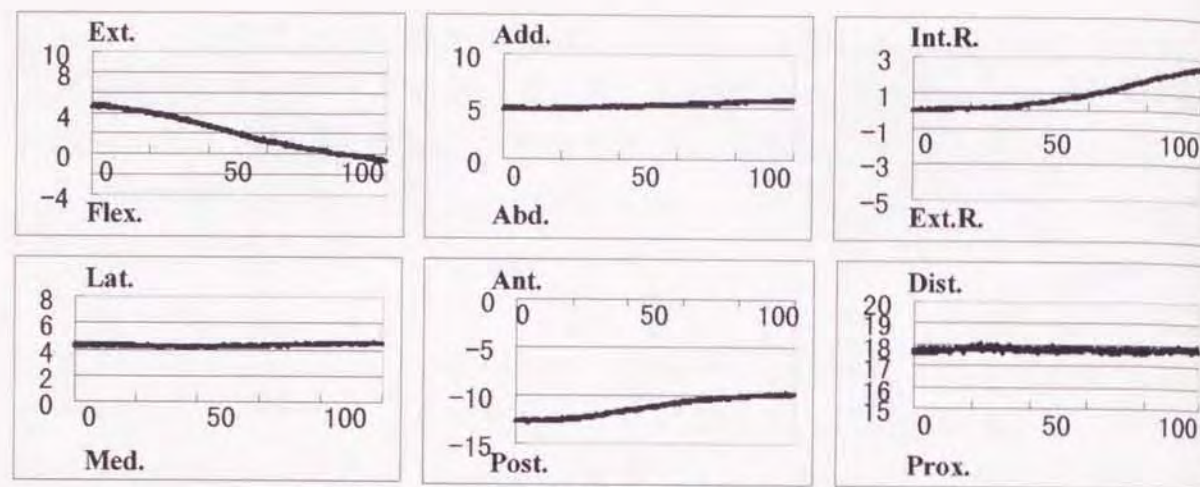


図 4-20 運動測定の結果 (a) : intact

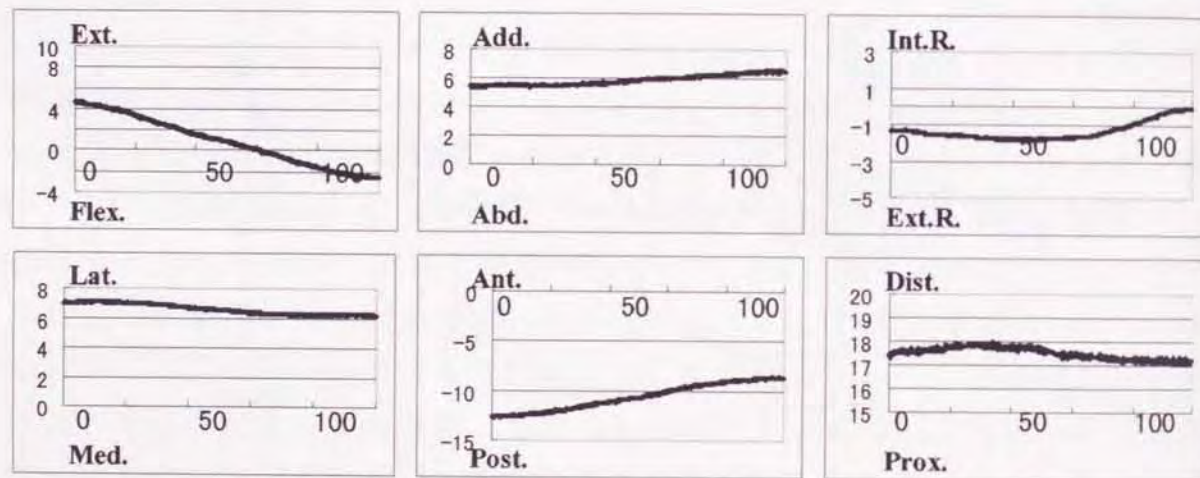


図 4-20 運動測定の結果 (b) : 内側半月切除

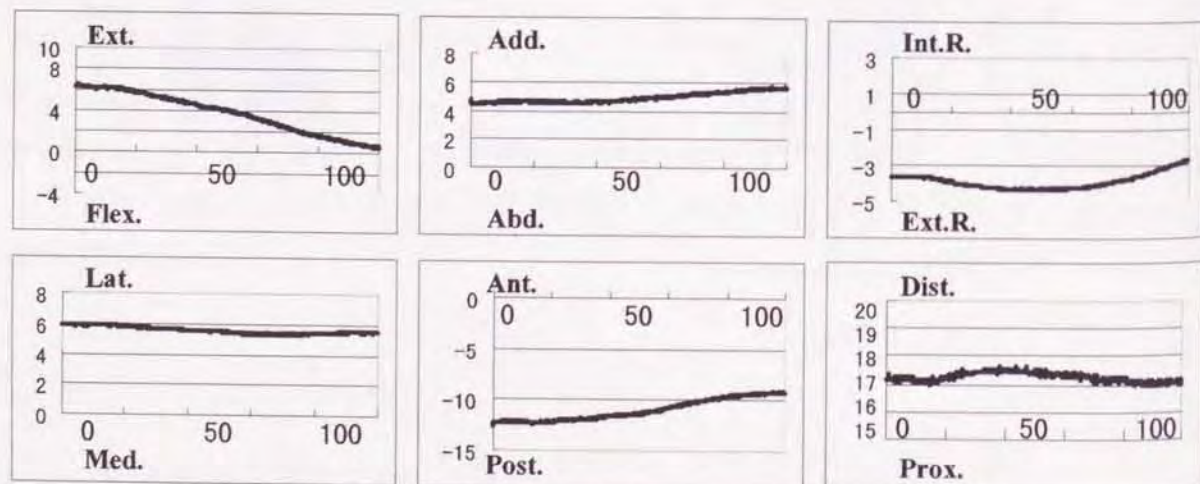


図 4-20 運動測定の結果 (c) : 両側半月切除

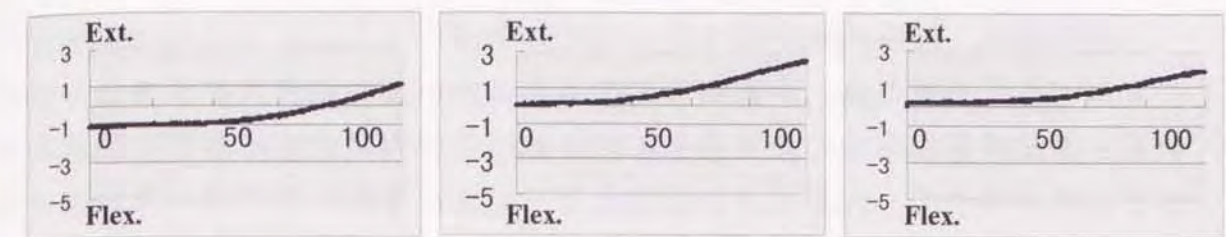


図 4-21 膝関節における回旋運動 (a) : intact

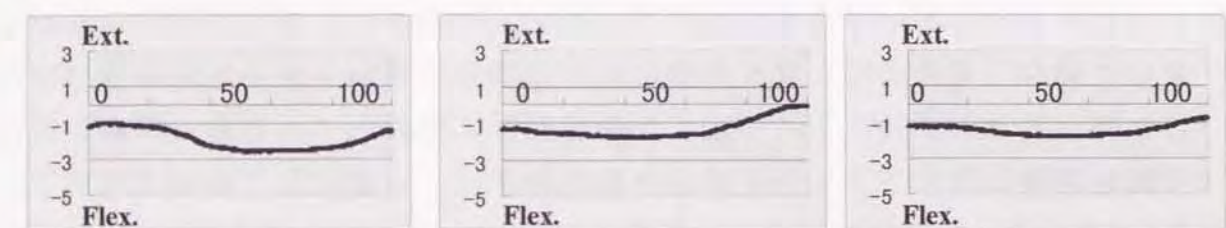


図 4-21 膝関節における回旋運動 (b) : 内側半月切除

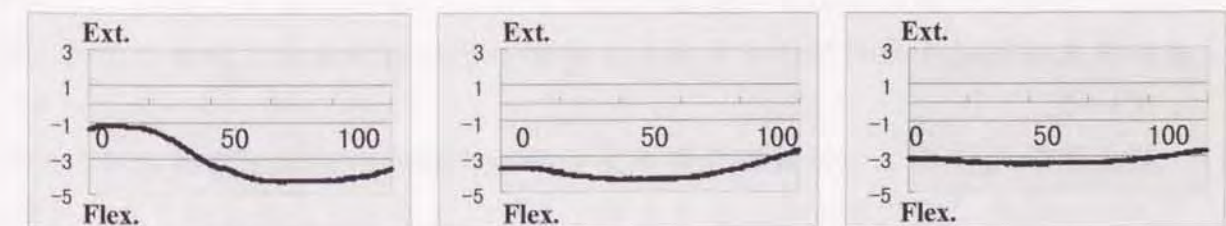


図 4-21 膝関節における回旋運動 (c) : 両側半月切除

3) 考察

本研究では、関節内の動揺性を人工的に再現するために半月板を切除することによって実現した。半月板は膝関節内において大腿骨と脛骨の乏しい形状適合性を良好にするため機能している他、関節内潤滑や衝撃吸収機能を有している。従って、内側半月の切除を行うことにより、関節内の形状適合性や衝撃吸収機能を失った点を考慮すると、半月の摘出に伴い内側顆の接触領域が縮小化した点については合理的な結果と言える。

次に、内側半月の切除に伴って外側顆側の接触圧が減少した点について検討する。実験試料における半月の切除部位は内側であることから脛骨関節面は外側顆側が高く、内側顆側は低くなっている。従って、外反位のアライメント設定時には外側顆側のみでの接触状態となることが一般に予想される。しかし、同一のアライメント設定値における intact と半月切除の結果を比較した場合、半月切除により外側における接触圧が減少する傾向が現れた。これは、半月の切除によって生じた関節動揺に起因して、左右の両顆が荷重分担を均等に行う下肢アライメント値が外反位へと変化した結果と推察される。すなわち、骨欠損などにより関節内に laxity を有する場合には、Mikulicz Line の通過点を通常より多く外側移動させなければ、外側顆側への荷重移動は困難であることを示している。また、岩崎らは本研究と同様な実験を行い、内外側関節面で均等な圧力分布が見られる下肢アライメントは半月摘出の様式によって異なり、内側半月摘出時には正常値よりも外反位のアライメントで荷重割合が均等化することを報告しており、この内容は本実験の結果および考察と一致している。以上のことから、HTO手術などにおいては患者の骨欠損部位とその程度を考慮した術前手術計画が重要であることを示唆している。

尚、実験条件の1つである両側半月切除時の関節内接触圧力測定は、外側半月板切除時に圧力センサの固定位置が変化したため、結果は示さなかった。

次に、関節運動の結果として、同一のアライメント設定値に対しても、intact、内側および両側半月切除時の回旋運動のパターンは大きく異なった。この結果から、アライメントの設定を同等に行ったとしても、関節における laxity の程度によりその関節運動に差異が生じることが推察できる。本実験は膝伸展位を再現したため、膝関節における屈曲角などの運動は極僅かであ

った。しかし、このような状況下においても回旋運動に差異が生じたことから、歩行動作などにおいてはより大きな差異として現れることが予想される。この運動の差異は先述の圧力分布の差異と同様に、関節動揺の程度によって異なることから関節内の骨欠損の程度を知ることは極めて重要である。

従って、緒方らが提唱するように、術前臥位における CPA と術後立位における CPA の相関から手術計画を行うことも重要であるが、歩行動作などを考慮して広い屈曲範囲において CPA がどのように変化するかを検討する必要がある。また、CPA を左右する骨欠損がどの程度存在し、これにより内外側顆に作用する荷重割合がどの程度変化するかを明らかにする必要がある。さらに、これらの実現のためには正面像のみから検討されている骨欠損部位の評価や下肢アライメントを2方向X線撮影またはCTなどを用いて立体として評価することが不可欠であり、関節運動においても3次元解析を行うことが重要と思われる。

4.3.3 T K R 後患者における運動機能の評価

4.3.1 項でも述べたように、T K R に伴う角度感覚の低下についての検討として従来の報告は十分な知見を与えるには至っていない。そこで、PCL 切離や膝蓋骨置換および人工関節の固定方法が角度感覚の知覚低下に及ぼす影響を検討するために、同一執刀医により同一機種を用いて人工関節置換した症例について検討を行った。

1) 対象および方法

変形性膝関節症により人工関節置換を行った患者 48 名 55 膝を測定対象とした。また、人工関節の機種による影響や執刀医の手術技術の影響を除外するために人工関節は Genesis I (Richard 社製) を用い、同一の執刀医による患者のみを選出した。患者の内訳として、男性 4 名、女性 44 名であり、平均年齢は 70 歳 (54-82 歳)、平均術後経過年数は 2 年 (1-4 年) であった。さらに、患者は人工関節置換を行った以外には臨床的に愁訴が無く、膝関節において 90° 以上の屈曲可動域を有していた。

PCL 切離や膝蓋骨置換および人工関節の固定方法による角度感覚への影響を検討するために、測定対象の患者を表 4-3 に示すように分類した。PCL を温存した群を第 1・2 群とし、切離を行った群を第 3・4 群とした。また、これらの第 1 から 4 群の中で膝蓋骨の置換を行わなかった群を第 1・3 群とし、置換を行った群を第 2・4 群とした。次に、人工関節の固定にセメント用いない群を第 5 群とし、これらの患者とほぼ同年齢の健常者をコントロール群として第 6 群とした。

関節の運動測定は図 4-22 に示すように、ゴニオメータを膝関節の外側にアルミプレートとベルクロストラックを用いて固定し、大腿骨と脛骨の相対運動を測定した。測定は、図 4-23 に示すように非測定足で体を支持し、測定足を指定した角度まで屈曲させた。測定内容は大きく 2 通りである。第 1 として、関節の角度感覚の精度を評価するために、患者に屈曲角 30° および 70° の指示を与え、膝関節を指示角度まで屈曲させ、その精度を測定した。第 2 として、その再現性を評価するために、屈曲角 30° および 70° までの屈曲運動を繰り返し行わせ、その再現性について検討した。いずれの

測定についても、実際に屈曲した膝関節の角度とその誤差を測定した。また、視覚情報から関節屈曲角の認識を避けるため、目線を正面に向けた状態で測定した。

以下に患者に与えた指示を示す。

< 屈曲角の精度測定 >

- ① 足を見ないで、膝関節を 30 (70)° まで曲げて下さい。
- ② 足を降ろして下さい。

< 屈曲角の再現性の測定 >

- ① 足を見ないで、膝関節を 30 (70)° まで曲げて下さい。
- ② 足を降ろして下さい。
- ③ 先程と同じ所まで曲げて下さい。

Group	人工関節の 固定方法	PCL切離の 有無	膝蓋骨置換の 有無	膝数/患者数	平均年齢 (年齢分布)
第1群	セメント	温存	温存	20膝/20人	71(64-82)
第2群	セメント	温存	置換	7膝/7人	68(64-77)
第3群	セメント	切離	温存	11膝/10人	71(66-75)
第4群	セメント	切離	置換	6膝/6人	68(58-78)
第5群	セメントレス	温存	温存	11膝/9人	60(54-63)
第6群				32膝/32人	70(54-82)

表 4-3 分類内容と人数



図 4-22 ゴニオメータの設置位置



関節の屈曲角度：30°



膝関節の屈曲角度：70°

図 4-23 測定風景

2) 結果

表 4-4 に結果を示す。表中の左側の値は角度感覚の精度検証のために行った測定結果を示し、右側には再現性についての結果を示した。また、表中に示した値は、指示をした屈曲角度と実際に曲げた角度との誤差を示し、標準偏差によって患者によるばらつきを示した。これらの各群を比較することにより、固定方法による相違、PCL 切離の影響、膝蓋骨置換による影響をそれぞれ検討した。

<固定方法による影響>

人工関節の固定方法の違いとしてセメント使用の影響を検討するために第 1 群と第 5 群を比較した。角度感覚の精度について、第 1 群は平均 5.6° の誤差があり、患者により $\pm 2.4^{\circ}$ のばらつきがあった。これに対して第 5 群は平均 3.6° の誤差があり、ばらつきは $\pm 1.8^{\circ}$ であった。また、再現性については第 1 群は平均 4.6° の誤差を有し、ばらつきは $\pm 3.1^{\circ}$ であり、第 5 群は平均誤差が 3.9° でばらつきが $\pm 2.5^{\circ}$ であった。

これらについて t 検定を行ったところ、統計的な有意差は認められなかった ($p < 0.05$)。

<PCL 切離による影響>

PCL 切離の影響を検討するために、第 1 群と第 3 群および、第 2 群と第 4 群をそれぞれ比較した。第 1 群と第 2 群における角度感覚の精度についてはそれぞれ $5.6 \pm 2.4^{\circ}$ および $5.4 \pm 1.6^{\circ}$ であった。また、再現性については、 $4.6 \pm 3.1^{\circ}$ および $5.7 \pm 3.7^{\circ}$ であった。第 2 群と第 4 群については角度感覚の精度がそれぞれ $6.1 \pm 3.1^{\circ}$ および $3.7 \pm 1.6^{\circ}$ であり、再現性については $4.2 \pm 3.0^{\circ}$ および $5.1 \pm 1.9^{\circ}$ であった。

これらの結果についてそれぞれ t 検定を行ったところ、統計的な有意差は認められなかった ($p < 0.05$)。

<膝蓋骨置換による影響>

膝蓋骨置換の影響を検討するために第 1 群と第 2 群、また第 3 群と第 4 群の結果をそれぞれ比較した。第 1 群と第 2 群における角度感覚の精度についてはそれぞれ $5.6 \pm 2.4^{\circ}$ および $6.1 \pm 3.1^{\circ}$ であった。また、再現性につい

ては、 $4.6 \pm 3.1^\circ$ および $4.2 \pm 3.0^\circ$ であった。第3群と第4群については角度感覚の精度がそれぞれ $5.4 \pm 1.6^\circ$ および $3.7 \pm 1.6^\circ$ であり、再現性については $5.7 \pm 3.7^\circ$ および $5.1 \pm 1.9^\circ$ であった。

これらの結果についても、それぞれ t 検定を行ったところ、統計的な有意差は認められなかった ($p < 0.05$)。

Group	角度感覚の精度 (30° and 70°)	再現性 (30° and 70°)
第1群	5.6 ± 2.4	4.6 ± 3.1
第2群	6.1 ± 3.1	4.2 ± 3.0
第3群	5.4 ± 1.6	5.7 ± 3.7
第4群	3.7 ± 1.6	5.1 ± 1.9
第5群	3.6 ± 1.8	3.9 ± 2.5
第6群	6.5 ± 2.7	6.2 ± 5.1

Mean \pm 1SD (deg.)

表4-4 角度感覚の精度と再現性の検証

3) 考察

関節の角度感覚に関する研究は、人工関節置換後の患者において転倒が多く発生しているのではないかという疑問に端を発している。実際に置換後の患者に転倒が増えたとの報告も見られるが、これらの報告は転倒と人工関節置換との因果関係を明らかにするには至っていない。また、人工関節置換に伴う靱帯切離やセメント固定などに起因した関節の角度感覚の低下についても、前述したように条件設定が不十分なために明らかな結果は得られていない。そこで、本研究ではこれらの問題点を全て解消するために同一の人工関節機種を用い、執刀医の技術による誤差を排除するために同一執刀医によって手術された患者のみについて検討を行った。

前述の結果より、人工関節の固定方法の違いとして、固定時にセメントを用いた患者群 (第1群) と用いなかった患者群 (第5群) には統計的な有意差は認められなかった。また、PCL 切離に関する比較として第1群と第3群および第2群と第4群について検定を行ったが、いずれの分類についても統計的な有意差は認められなかった。さらに、膝蓋骨置換の有無について

の検討に対しても統計的な有意差は認められなかった。従って、本研究の結果からは PCL 切離や人工関節の固定方法ならびに膝蓋骨置換などは関節の角度感覚に対する知覚低下に関与しないと考えられる。L'Insalata¹⁷¹⁾ らも Genesis I を用いた人工関節置換患者について PCL の切離は関節の角度感覚低下に繋がらないと報告しており、我々と同様な結果を導いている。しかし、Warren¹⁷²⁾ らによれば PCL 切離群よりも PCL 温存群の方が良好な結果を示し、膝蓋骨置換についても置換しない群の方が置換群に比べ成績が良いと報告しており我々の報告結果と対立することになる。これは、我々の研究では最も広く用いられている Genesis I に機種を限定して評価を行ったのに対して、Warren らの報告では様々な人工関節機種について検討しており、機種別に分類されていないことに起因すると思われる。また、人工関節置換後の関節運動は、置換に用いた人工関節の機種により大きく異なることが寺島和浩らによって報告されている。従って、Warren らの報告は様々な人工関節機種によって置換された患者について一般論を述べるのであれば十分であるが、角度感覚の変化が PCL 切離や膝蓋骨置換による影響か人工関節の機種による影響かを言及するには条件不足といえる。

Grigg¹⁷³⁾ らや Karanjia¹⁷⁴⁾ らは、関節の角度感覚に影響を与える知覚機構として関節に近接している腱や筋の存在を指摘している。また、これらの影響力は PCL や膝蓋骨、セメントの影響よりも強いとしている。これらの報告は、先述した我々や L'Insalata らの結果からも容易に推察できる結論といえる。

ここで、患者の転倒頻度の増加原因について検討する。本研究で得られた結果や Grigg らや Karanjia らの報告に基づいて考えると人工関節置換による関節の角度感覚やその知覚低下は少ないと考えられる。また、転倒頻度の増加は人工関節置換による影響よりも加齢に伴う角度感覚の低下による影響の方が強いとの報告もある。加齢に伴う症状としては角度感覚の低下の他に反射能力の低下などの挙げられるため、一概に人工関節置換によって転倒が誘発されると結論づけることは危険である。但し、完全置換型人工関節 (2.3 節参照) などを用いた場合など関節の大部分を切除した場合は、明らかに関節の角度感覚や知覚は低下し転倒の危険性が増すため留意する必要がある。

4.3.4 T K R 後におけるストレスシールドに関する検討

4.3.1 項でも記述したように T K R 後のルースニングと骨萎縮やストレスシールドに関する問題は深刻であるため、従来から様々な解析が行われてきた。また、近年では計算機の処理能力の拡大に伴って FEM などによる解析が盛んに行われている。他方、T K R 後の関節に作用する応力やひずみを実験的に求めた報告は減少傾向にある他、関節内部について検討した報告は極めて少ない。さらに、この関節内部について検討した報告においても、測定手法としてブルドン管の変形を利用しているために測定精度は良好とは言えない。このように関節内部の力学的環境について高精度で実験的に検討を行った研究はない。

そこで、関節を形成する骨内部のひずみ測定を行うことによりストレスシールドと骨萎縮ならびにルースニングの関連について検討を行った。また、従来、このような骨内部におけるひずみ測定の報告例は非常に少ないことから本実験手法の有効性を検討した。

1) 対象および方法

膝関節面から約 150mm の部分で切断し、不要な軟部組織を除去したヒト新鮮大腿切断肢 6 体を試料として用いた。試料は、通常の T K R 手術と同一手順により膝関節部分を人工関節に置換し、図 4-24 に示すように大腿骨の骨幹部分を下向として実験ジグに固定した。この際、大腿骨に作用する荷重方向が生体と同様になるように配慮した。T K R 時の人工関節は Richard 社製の Genesis I を用い、脛骨側には高密度ポリエチレン (High Density Polyethylene 以下、HDP) のみを設置した。また、人工関節に作用する荷重状況を生体環境に近づけるために、内外側方向の荷重割合が内側：外側 = 6：4 となるように HDP 上に取り付けられたジグにより調節した。

次に、ひずみゲージの設置状態を図 4-25 に示す。骨の表面に発生したひずみを測定するために大腿骨における内外側両顆部の前後に各 1 個、合計 4 個の 3 軸性ひずみゲージを設置した。また、骨内部のひずみ測定を行うために大腿骨顆の前方には内側、外側および中央の 3 箇所、後方には内側と外側の 2 箇所、合計 5 箇所に直径 3 mm の小孔をあけ 1 軸性のひずみゲージを

エポキシボンドにより接着包埋した。ここで用いた 1 軸性のひずみゲージはボルトゲージと呼ばれ (以下、ボルトゲージ)、図 4-26 に示すように 1 軸性箔ゲージを円筒状に丸めた形状をしている。また、このボルトゲージは直径 2 mm 長さ 5 mm と非常に小型であり、軸方向のひずみ測定が可能である。

これらのジグを装着した試料を島津製作所製万能試験機 (オートグラフ AG-D) によって荷重付加を行った。荷重条件として準静的荷重は 1800N とし、動的荷重は 10N から 1800N までの正弦荷重を 1 Hz で与えた。また、準静的条件下でのひずみ測定は荷重が 1800N に達してから 1 分間その状態を保持し、骨内部の応力状態が安定したことを確認した後に測定を行った。動的荷重条件下においても同様に、荷重付加を数回繰り返した後に測定した。

本研究では、人工関節の固定方法の相異による骨のひずみ測定を行うためにセメントレス固定の人工関節に対して、上述の準静的および動的荷重下の測定を行った。この後、セメント固定条件下において同様な測定を行った。また、人工関節の固定時に塗布したセメントの位置を図 4-27 に示した。

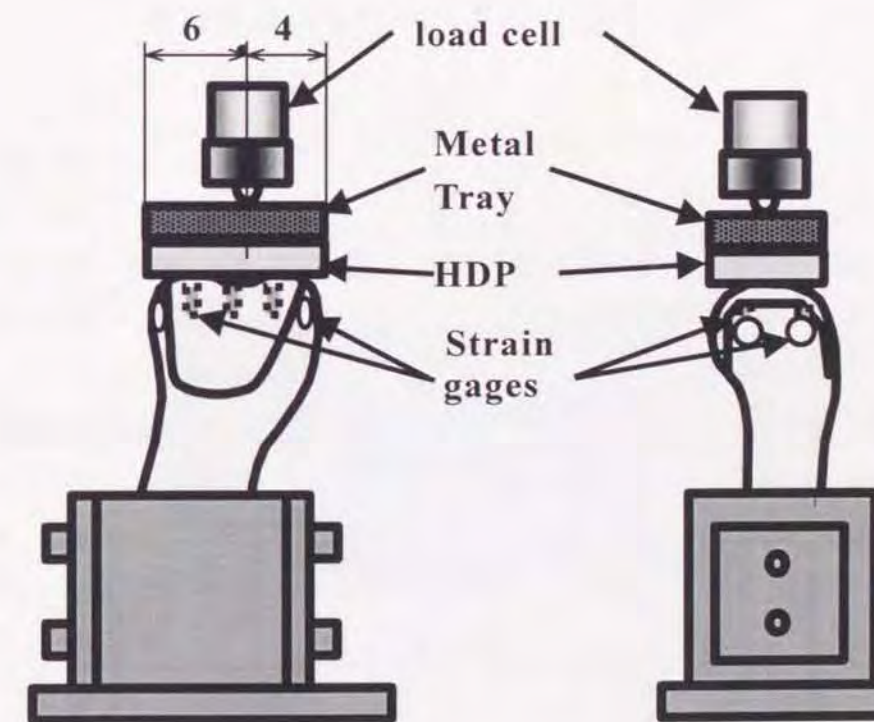


図 4-24 実験装置

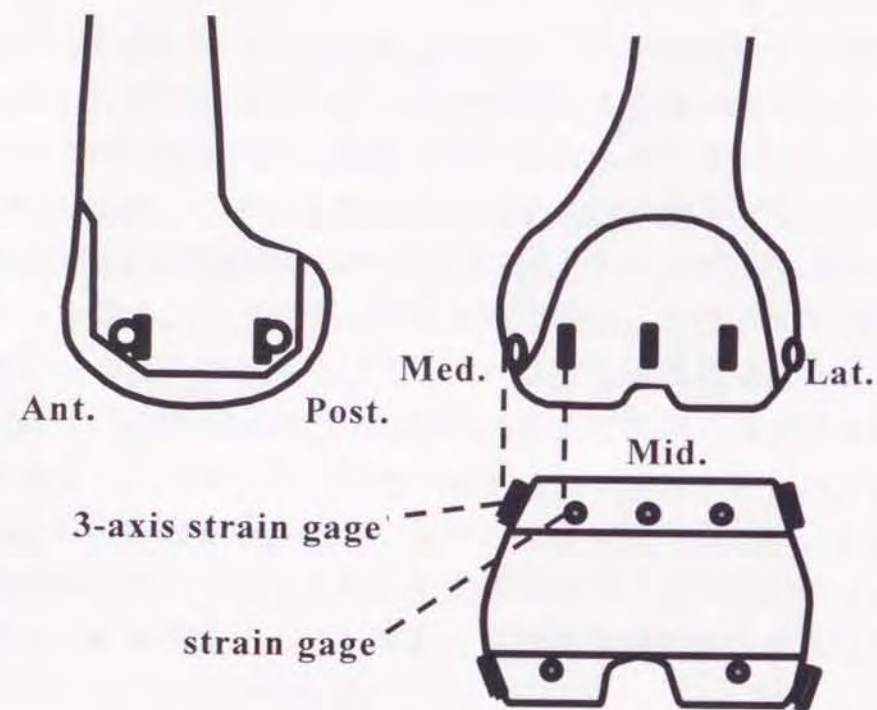


図 4-25 ひずみゲージの設置位置

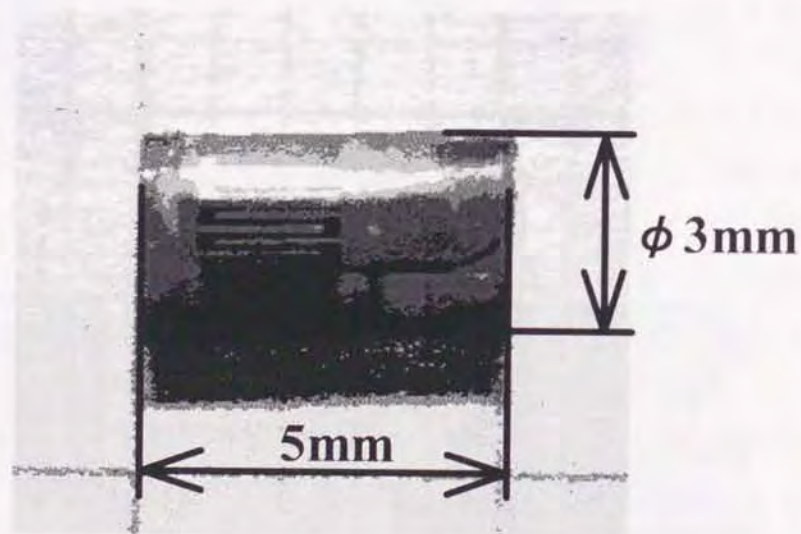


図 4-26 ボルトゲージ

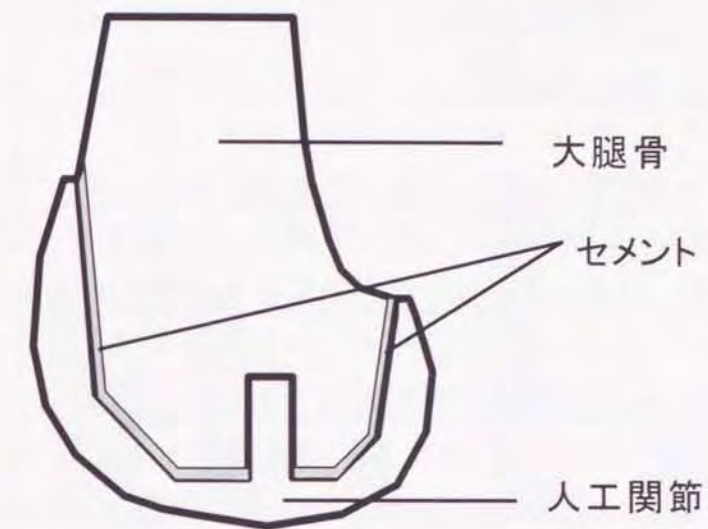


図 4-27 セメントの使用位置

2) 結果

<準静的試験>

図 4-28 に準静的条件下における大腿骨表面に作用した圧縮ひずみの大きさを部位別に示した。このグラフより、発生するひずみ量を部位別に比較すると、セメント固定およびセメントレス固定共に外側よりも内側に大きなひずみを生じる傾向が認められた。特に、前方において顕著であり、内側に有意に大きな圧縮荷重が作用していた。また、固定方法の相異について比較した場合、全ての測定点において、セメント固定はセメントレス固定と比較してより大きなひずみが発生していた。さらに、その増加割合は前方において約 60%、後方においては約 25%であった。

次に、大腿骨内部に発生した圧縮ひずみを図 4-29 に示した。このグラフより固定方法によらず外側より内側に大きなひずみが認められ、骨表面におけるひずみの発生傾向と同様であった。しかし、骨表面では固定法によら

ず前方内側で最大のひずみを生じていたのに対して、骨内部ではセメント固定時において後方内側で最大値をとった。また、固定法の相異について比較を行うと、全ての測定点においてセメント固定時にひずみの減少が確認された。さらに、その減少割合は前方後方共に 40 から 45%であった。

<動的試験>

図 4-30 に動的条件下における骨表面に発生したひずみ量を示した。これらの値は動的荷重を 3 周期分与えた際のひずみ変化を平均化して求めた。図 4-30 より、部位によるひずみの発生量は内側かつ前方に大きなひずみ発生が認められた。また、固定時のセメントの有無についてはセメント固定時にひずみの増加が現れ、準静的試験の傾向と一致した。

図 4-31 に動的条件下における骨内部に発生したひずみ量を図 4-30 と同様に示した。部位別によるひずみ発生傾向は準静的試験と同様な結果を示した。また、固定方法の相異について比較を行った場合にも、準静的試験と同様にセメント使用によってひずみの減少がみられた。

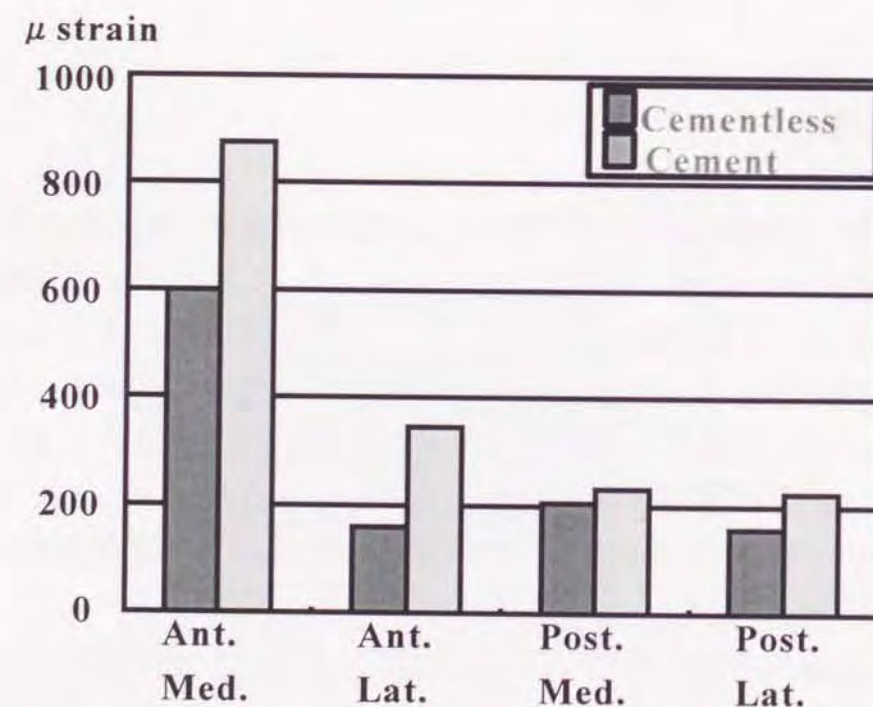


図 4-28 準静的試験 骨表面における圧縮ひずみ

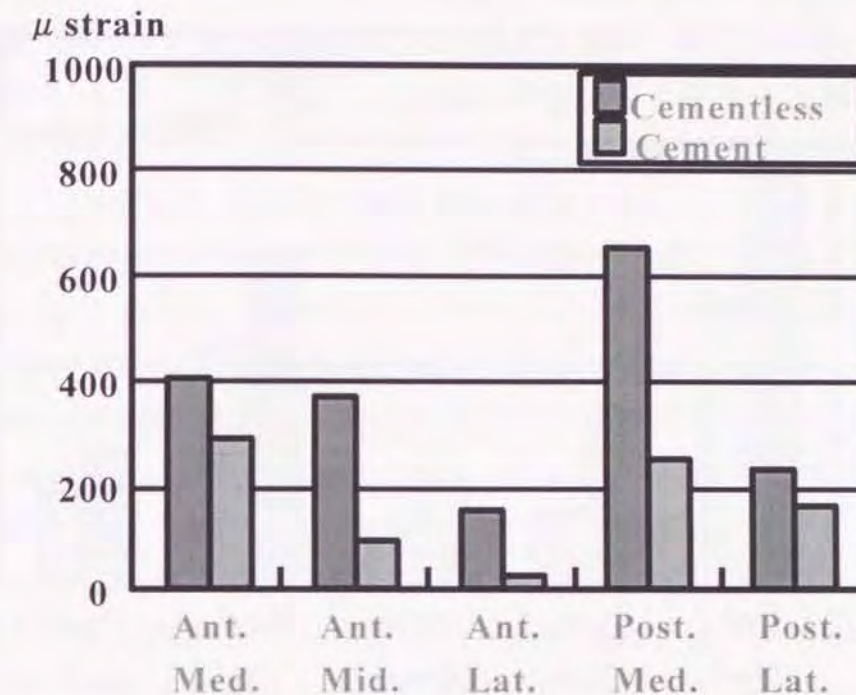


図 4-29 準静的試験 骨内部における圧縮ひずみ

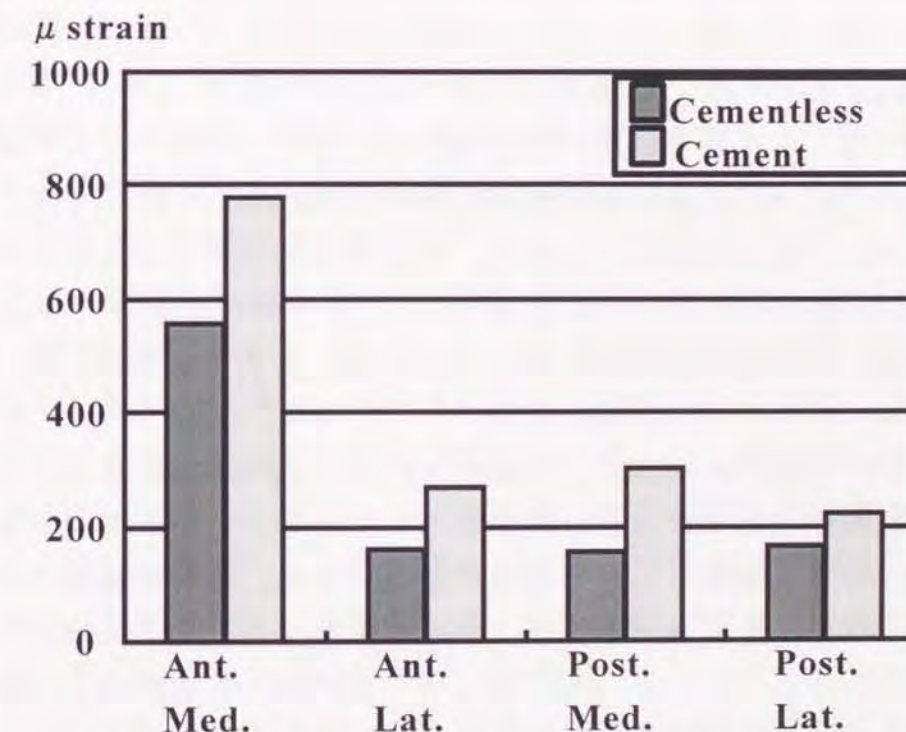


図 4-30 動的試験 骨表面における圧縮ひずみ

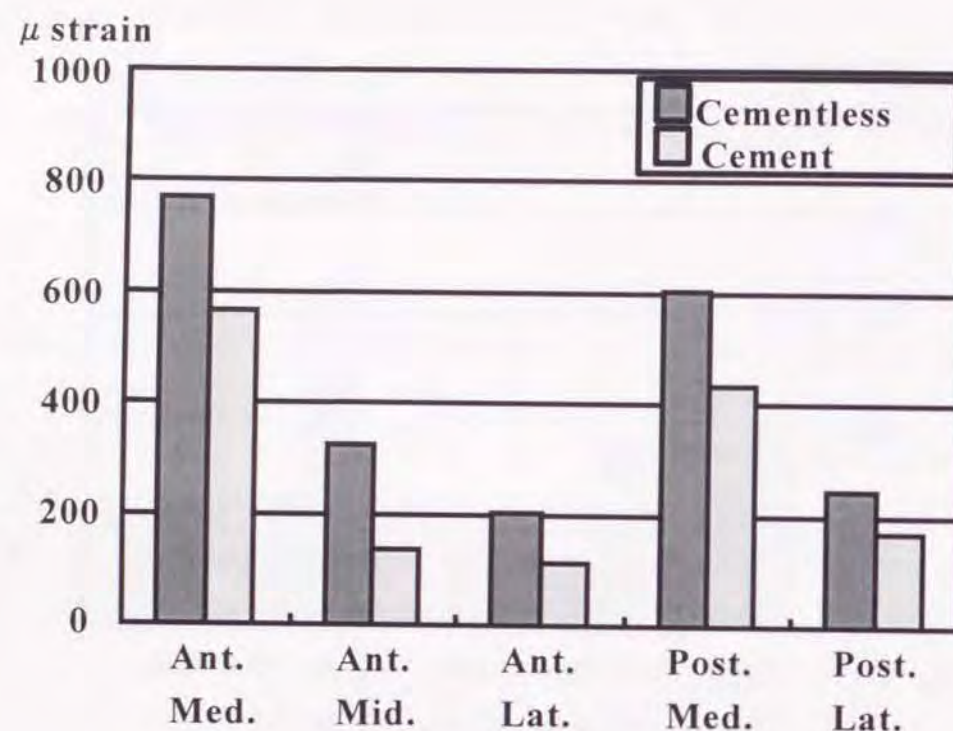


図 4-31 動的試験 骨内部における圧縮ひずみ

3) 考察

本実験で得られた結果について検討を行う前に、ボルトゲージ挿入による骨内部の応力場への影響と本実験手法の有効性について検討する。本研究では骨内部のひずみ測定を行うために、骨にボルトゲージ挿入用の小孔を設けた。この小孔により骨内部の応力またはひずみ状態は当然変化する。しかし、本研究ではこの影響を最小限に抑えるために下記の予備実験を行い、本研究手段の有効性について予め検討した。

ボルトゲージの骨内への挿入に際して、骨内部の応力場を乱さないことがひずみ測定を行う上での必要条件である。すなわち、ボルトゲージの接着包埋に用いる接着充填剤における検討が重要であり、接着充填剤に求められる条件として次の3点が挙げられる。第1に接着硬化に伴う体積変化がないことが必要条件として挙げられる。これは、骨と結合した接着充填剤に体積変化が生じる場合、接着界面を通じて様々な応力が骨に伝達され、骨内部に発

生したひずみ状態を変化させてしまう恐れがあるためである。この観点に基づいて接着剤を分類すると、揮発性溶媒中に接着硬化剤が混入しているタイプと化学変化により接着硬化させる2液混合タイプに大別できる。ここで、前者のタイプは溶媒の揮発に伴い体積の収縮を伴うため本実験への用途としては不適切であった。これに対して、2液混合タイプは化学変化により固着させるため、特定のものを除き体積変化を生じない。従って、このタイプから接着剤を選定した。但し、このタイプにおいては化学変化による反応熱への配慮が必要である。

第2に弾性係数などの機械的強度が骨内部と同程度であることが必要である。骨の弾性係数は皮質骨で約2 Gpa、海綿骨では100Mpa から1 Gpa であり平均500Mpa と報告されている。そこで、これらの値に沿った接着剤の選定を行ったところ、合成ゴム系もしくは酢酸ビニル樹脂系が妥当であった。しかし、合成ゴム系接着剤は揮発性成分を含むために体積収縮があるため不適当であり、酢酸ビニル樹脂系については水溶性であるために骨内の湿潤条件下での使用は不適切である。そこで、コニシボンダ社およびセメダイン社からの情報提供に基づいてエポキシ系接着剤における2液の配合割合を変化させて、弾性率を500Mpa に近い接着充填剤を作成した。

この準備として、エポキシ系ボンダの主剤と硬化剤の配合割合を適宜変化させ、直径10mm 長さ8mm の円柱状の試験片を接着剤から作成し力学試験を行った。この結果として、コニシボンダ社製のクイック5において主剤と硬化剤の配合割合を1:1とした際に弾性率490Mpa を示し、海綿骨の弾性率に近い良好な値が得られた。

第3として接着対象物が骨であるため多孔質材料であり、湿潤下でもある。従って、接着剤はこのような条件下においても十分な接着効果が得られることが必要であるが、エポキシ樹脂系接着剤はこれらを十分満たす他、2液の化学反応による反応熱も骨の組成を変化させるに至らない温度であった。また、湿潤および耐水性に関連して、耐水性エポキシ樹脂系接着剤の検討も行ったが、一般に市販されているエポキシ樹脂系接着剤で十分な固着力が得られたことから安価な市販品を採用した。以上の理由により、接着充填剤としてエポキシ樹脂系であるコニシボンダ社製のクイック5を採用した。

接着充填剤については上述のような検討を行ったが、実際に骨の応力場に変化が生じていないかを確認する必要がある。そこで、大腿骨モデルボーン

を試験片とし、これに一定荷重を負荷した際の小孔設置ならびにボルトゲージ挿入充填の影響を試験片表面に添付したひずみゲージの出力によって検討した。この結果、ボルトゲージ挿入による影響は少なく骨における応力場の変化を最小限に抑えたと考えられ、本手法の有効性が確認された。

骨表面と骨内部のひずみ測定の結果について考察する。骨内部のひずみは全ての測定点においてセメントレス固定に比べセメント固定の方が減少する傾向にあった。これは準静的荷重下においても動的荷重下においても同様であった。これに対して、骨表面のひずみはセメントレス固定に比べセメント固定の方が増加する傾向にあり、準静的荷重下においても動的荷重下においてもこの傾向は同様であった。これらの結果から、人工関節の固定方法としてセメントを使用することにより骨内部に作用する応力が減少することが確認された。ここで、従来の研究報告より骨萎縮は骨に生ずる応力の減少に起因して発生すると考えられている。また、TKR後の脛骨側人工関節におけるルースニング発生状況に関する報告として、セメント固定はセメントレス固定に比べルースニングの進行速度が速いとの結果報告もある。これらのことから、人工関節固定時におけるセメントの使用は骨内部の応力を減少させ、骨萎縮を誘発すると言える。

次に、骨内部で減少した応力の行方と人工関節置換後の患者に発生する人工関節設置付近の骨折について検討を行う。本実験の結果より、セメント固定により骨内部のひずみが減少する一方で、骨表面のひずみに増加傾向が認められた。この結果より、本来骨内部に伝達されるべき応力が骨の表面に伝達されていることは容易に推察可能である。従って、骨表面においては従来以上の応力が伝達されていると考えられる。ここで、転倒などの事故により人工関節部分に過大な応力が作用した場合を想定すると、瞬間的に伝達された応力が骨表面の許容量を越えることもあり得る。また、この際に骨表面で許容を越えた応力を骨内部で伝達可能であれば骨折には至らないが、上述のように骨萎縮により脆くなった内部の骨では応力に耐えきれず、骨の内部も表面も連鎖的に骨折に至ると推察される。従って、TKR後の人工関節設置付近に生じる骨折は、上述の如く骨に作用する応力の伝達経路の変化に端を発し、骨内部における骨萎縮の発生と骨表面での応力超過に原因があると考えられる。

本実験の問題点として次の点が挙げられる。臨場報告によると大腿骨においては顆部後方における骨萎縮が著しいとあり、この原因を局所的な応力の減少すなわち、ストレスシールドであるとしている。しかし、本実験では骨内部における応力の減少割合に場所による差異は認められなかった。これは、今回の実験は膝伸展時のみについて検討を行っているためであると思われ、膝屈曲時を想定した実験を行うことにより解消可能な問題と考える。

4.3.5 O A 治療の方向性

以上のようにO Aの治療法における問題点について検討を行った。まず、HTO手術の最重要点である骨切り角度や下肢アライメントの設定に関して、手術時に同一のアライメント設定を行った場合においても、骨欠損などによる関節動揺の程度により関節内に作用する力学環境が変化することから、現在行われている正面2次元情報からの術前計画法の危険性について記述した。

また、TKR後における関節運動の機能評価として手術手技の差異による関節の角度感覚の低下について検討を行ったところ、PCL切離やセメント固定、膝蓋骨置換などによる影響は認められなかった他、同年代健常者との相異も認めなかった。このことから、表面置換型の人工関節を用いたTKR手術においては関節の角度感覚の低下は少なく、TKR手術が術後の転倒者増の直接原因と成り得る可能性が極めて少ないことを示した。

一方、TKR手術の最大の問題点である人工関節のルースニングに関して検討を行い、人工関節の固定時にセメントを使用した際にはストレスシールドが生じやすく骨萎縮やルースニングを招く危険性があることを示した。しかし、手術時の初期固定性を考慮するとセメント固定法は極めて有効的な手段であることから、一概にセメントレス固定法が有効であると断定することは不可能である。従って、セメント固定を行った場合においてもストレスシールドの発生を抑制するような人工関節のデザインを考案することが望ましいと考えられる。

4.4 結言

本章は「膝関節機能の評価」と題して健常者、O A 患者の膝関節運動を計測すると共にO A 治療法に存在する問題点を検討することにより以下の結言を得た。

- 1) 女性群における、Heel Contact 時の内反運動はO A の発症要因の1つと示唆した。
- 2) Thrust および回旋運動などは脛骨関節面上の骨欠損の拡大に関与しており、O A 進行の要因の1つである。
- 3) 2次元情報を基にアライメントの設定値を決定することは危険であり、骨欠損などの関節動揺性についても考慮が必要である。
- 4) PCL 切離や膝蓋骨置換ならびにセメント固定による角度感覚や知覚の低下は認められない。
- 5) セメント固定は骨内部にストレスシールドを生じ易く、骨萎縮やルーシングを誘発する危険性がある。
- 6) 骨萎縮と骨表面に作用する応力の関連性から、TKR後の人工関節設置付近で生じる骨折の原因を推察した。

第5章

足関節機能の評価

5.1 緒言

第4章までは膝関節を中心に扱ってきたが退行性変性疾患であるO A や関節リウマチ炎(RA)などは膝関節のみに発症するわけではなく股関節や足関節にも発症し、膝関節と同様に解決すべき問題点を有する。また、これらの問題点に対する検討の第1歩はそれぞれの関節における機能評価を行うことにある。

ある関節に疾患が発症し機能の低下が生じた場合、その機能低下の程度を評価することは重要であると共にその機能低下が他関節に与える影響や代償機能について検討することも重要である。また、膝関節と同様に関節の機能評価を行う際には運動のみではなく力学的環境についても同時に検討を行う必要がある。

そこで、本章ではここまで膝関節に適応してきた関節の機能評価方法を足関節に応用し、膝・足の多関節同時測定システムと運動および力学的環境を同時に測定する手法を提案し、足関節および膝関節の機能評価を行った。

5.2 足関節への機能評価の応用

5.2.1 足関節固定術後の歩行解析

退行性変性疾患の1つであるO A は高齢と共に発症し、患者は苦痛を伴うために行動を抑制され、人間らしい生活を脅かされる場合が多い。代表的なO A の発生部位は、股関節、膝関節、足関節であるが、足関節O A は他関節に比して数多くの小型の関節が密集していることから、関節の可動域を温存させ、かつ良好な臨床成績を得ることは困難である。そこで、臨床現場では関節の安定性確保と除痛のために、脛骨-距骨間(距腿関節)を物理的に固定し可動性能を消失させる手術、すなわち足関節固定術を行う場合が多い。

足関節固定術に関する研究としては、手術時の固定角度に焦点をあてた研究が盛んに行われてきた。これらは、手術後の長期成績や患者の官能評価の結果をまとめることにより得られ、臨床的に好ましい固定角度の提唱にとどまっている。しかし、足関節を固定した患者において歩行動作中の足部の運動を3次元計測した研究は少なく、関節固定に伴う足部の運動規制がどの程度生じているか、またそこで失われた運動機能の代償をどこで担っているのかなどについては未だ不明である。従って、これらを明らかにするためには、下肢全体を1つの系として関節運動を捉えることが重要である。また、これらについて検討を行うことにより、足関節固定に伴う周辺組織への影響およびこれに起因した2次疾患の発生予測についても検討することが可能になると思われる。

下肢全体の運動解析を行うに際して、測定手法について検討を行う必要がある。これまで歩行運動や階段昇降および跳躍動作について下肢全体または全身運動の計測・評価を行った報告は、次に挙げるように4つに大別できる。

① 体重心を求める方法。 ²⁸⁾⁻³⁰⁾

床反力計を用いて体重心の移動軌跡（3次元的な体重の移動軌跡を水平面に投影した2次元的な軌跡）を求めた研究報告。

② パワーを求める方法。 ¹³⁾⁻¹⁵⁾

床反力計を用いて、垂直方向と蹴りだし方向のパワー（接地している脚部から接地面への負荷）の変化とその最大値を求めた研究報告。

③ Vicon による方法 ¹⁹⁾⁻²³⁾

2方向以上からのビデオ撮影を用いて、被験者の各部分に取り付けられたマーカの位置を入力することにより、体の各パーツ（上腕、前腕、手、腿、すね、足部など）が空間的にどのような位置にあるかを算出する。また、そのパーツの重さが体重と比較してどのくらいあるかを与え、各パーツをつなげることで体重心の3次元的な位置ならびに、軌跡を求める方法。

④ ゴニオメータを用いる方法 ¹³⁵⁾

被測定関節にゴニオメータを設置し、3次元的な関節運動を測定する。

ここで、①②等は多数見られ、運動を総合的に評価しているものの、いずれの報告も2次元的なもので実際に空間内で行われている運動とは異なる。また、これらの報告は各関節の運動については計測しておらず、また計測している報告においても測定精度が低いなどの問題点を含んでいる。

また③の Vicon 法を用いた研究も、ビデオを用いた測定のため被験者とカメラとの距離により測定精度が大きく左右されるため、歩行運動のように測定に長い距離が必要な場合には測定精度の低下が危惧される。また、体重心の算出については、この計算方法を確立させた時代とは人の体型も大きく変化しており体の各パーツの比体重量値が当時と異なる他、これらの数値は個人差が大きいなどの問題点も多くあるため、改良しなければならない点が多い。

上記の手法に対して④のゴニオメータを用いた方法は、被測定関節にゴニオメータを設置することにより関節の運動をリアルタイムで3次元的な計測が可能である。また、測定精度も十分にあるため我々は④のゴニオメータを用いた方法を採用した。

以上のような観点から、ゴニオメータを用いて足関節および膝関節を同時に測定するシステムを提案し、足関節固定患者の足関節における機能低下の程度および周辺関節に与える影響について検討を行った。また、これら両関節を同時に測定することにより足関節固定で失われた機能と必要となった代償機能について検討を行う。

1) 対象および方法

対象は、足関節OAの治療のため脛骨-距骨関節を骨癒合した患者7名（男性2名、女性5名、54歳-77歳、平均66.3歳）とした。また患者は、患側の足関節を固定してある他は周辺関節、健側ともに愁訴がなく、杖なしの歩行が可能であった。そこで、各患者の患側（以下、固定側）および健側（以下、非固定側）について以下に示す計測を行い、それぞれの関節運動パターンについて比較、検討した。また、基準とすべき正常運動として、若年健常者（男性5名、22歳-24歳、平均22.4歳、以下コントロール群）についても同様な測定を行った。

測定方法として、図5-1に示すように、膝関節の外側および足部の前方

にゴニオメータをベルクロストラップならびに粘着テープを用いて固定し、自由歩行におけるそれぞれの関節運動を3次元計測した。また、踵部と爪先部に感圧導電性ゴムセンサを貼付し歩行周期を測定した。膝関節については、2方向X線撮影法を用いて大腿骨と脛骨に解剖学的骨座標系を規定し、ゴニオメータと各骨座標系との相対位置を算出、補正した。これにより膝関節運動は大腿骨と脛骨のそれぞれに規定した骨座標系の相対運動として与えられる。また足部の運動としては、脛骨、距骨、舟状骨、楔状骨、立方骨、中足骨などにより構成される関節群を含めた、脛骨-第2中足骨間の相対運動を足部の運動とした。これは、歩行に必要な足部の運動は脛骨-距骨関節のみの運動で与えられるのではなく、アーチ部と呼ばれる舟状骨、楔状骨、立方骨、中足骨などによって構成される関節群による運動を考慮に入れる必要があると思われたためである。

各関節運動の3次元評価を行うために、計測により得られたデータを3軸周りの回転運動と並進運動を考え合計6つのパラメータに分解し評価を行った。しかし、本研究ではその変化のパターンが顕著であった回転運動のみについて注目して検討を行った。膝関節において検討を行ったパラメータは、図2-7に示した6つのパラメータの内、屈曲-伸展 (Flexion-Extension)、内反-外反 (Adduction-Abduction)、内旋-外旋 (Internal Rotation-External Rotation) を考慮した。また、足関節については図2-11に示すパラメータの内、底屈-背屈 (Plantar Flexion-Dorsi Flexion)、内転-外転 (Adduction-Abduction)、回内-回外 (Supination-Pronation) を考え、これらの変化について検討を行った。

また、予め実験を行う前に、測定器具を装着した状態で十分な歩行練習を行い、測定器具による違和感の消失をはかるよう留意した。

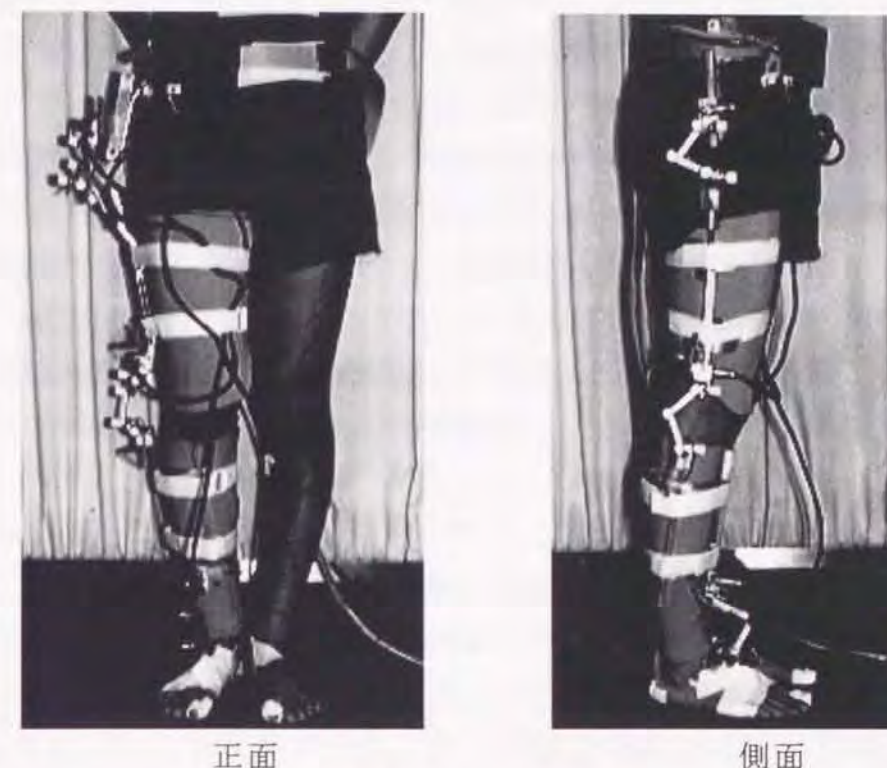


図5-1 測定風景

2) 結果

歩行中の膝関節の運動パターンを比較するために、図5-3(a)に固定側、(b)に非固定側、(c)にコントロール群の結果をそれぞれ示す。横軸は1歩行周期に対する時間変化を百分率で表し、縦軸には3つの回転運動パラメータの変化量を角度 degree で表した。また、これらの結果は各被験者の平均とそのSD値を用いて表示した。

歩行運動を片方の足に注目して考えた場合、その足で体重を支えている立脚期 (Stance Phase) とその足を前方に降り出す際の遊脚期 (Swing Phase) が存在する。そこで、ここに示した歩行時期の分類に基づいて膝関節運動の結果を示す。固定側の膝関節運動は横軸値0-20%の立脚初期において外反運動を示したのに対して、非固定側は内反運動を示した。また、横軸値50-100%の遊脚期における固定側の運動は、大きく内反運動と外旋運動を伴っていたのに対して、非固定側では内-外反運動を伴わず、僅かな外旋運動が確認された。ここで、非固定側の膝関節運動は若年健常者および同年代

の中老年健常者と定性的に同傾向を示しており、ここに示した固定側の膝関節運動は他群とは異なった傾向であることが確認された。また、非固定側の膝関節で Double Knee Action の第 1 ピークが消失する症例が多く存在した。

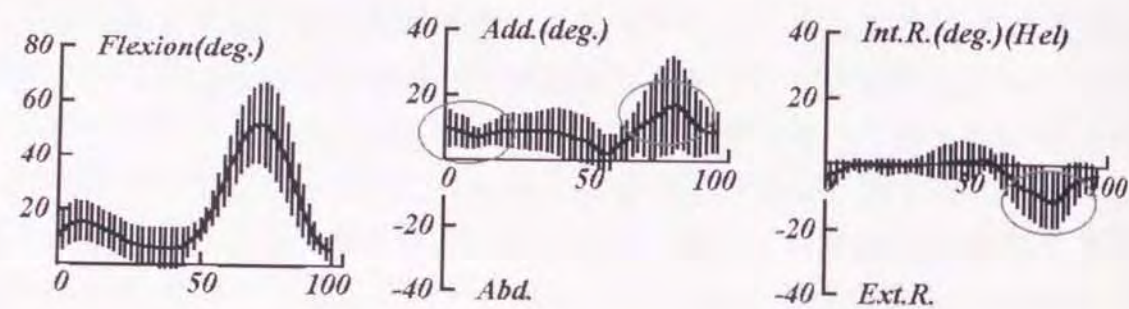
足関節の運動パターンについて図 5-4 (a) に固定側、(b) に非固定側、(c) にコントロール群の結果をそれぞれ示す。グラフの表示方法は先と同様で、横軸は歩行周期に対する時間変化であり、縦軸にはパラメータの変化量を平均値と S D 値を用いて表した。また、ここでは回内・回外運動は Int.R.・Ext.R. として図中に表記した。足部の代表的な運動は横軸値 50% 周辺における「蹴り出し動作」のための底屈運動と、これに伴う内転および回内運動である。コントロール群においては、横軸値 0% の踵接地のから 50% まで徐々に背屈運動を行い、その後、この「蹴り出し動作」によるパルス波状の底屈運動の他、内転および外転運動が認められる。これに対して、固定側では距腿関節の固定により「蹴り出し動作」であるパルス波状の底屈運動は認められず、他のパラメータにおいても顕著な変化は確認されなかった。また、非固定側においては、関節固定を行っていないにも拘わらず「蹴り出し動作」は認められず、全てのパラメータの変化は単調なものとなっていた。但し、横軸値 0% の踵接地のから 50% にかけての背屈運動は健常者と同様に出現しており、「蹴り出し動作」後の遊脚期において踵再接地の動作である底屈運動も行っていた。従って、固定側と非固定側とを比較した場合、両群間には底-背屈運動を除くパラメータが単調化した点については定性的な一致が見られた。しかし、先述のように非固定側は横軸値 0% の踵接地のから 50% にかけての背屈運動や遊脚期における踵再接地の準備動作を行っていたのに対して、固定側ではこれらの運動が関節固定により減少していた。

また、足関節運動の各パラメータ総運動量において、固定側の総運動量は非固定側のそれと比較して明らかな減少傾向を示していた。そこで、被験者全体について 1 歩行周期中における総運動量を各パラメータの最大値から最小値を減じることにより算出し、その平均を表 5-1 に示した。この表に基づいて両群を比較すると、固定側による底-背屈総運動量は非固定側の約 2 分の 1 に減少していた。また、その他のパラメータについても固定側の総運動量は非固定側に比べて減少しており、その程度は全て 3 分の 2 以下であった。

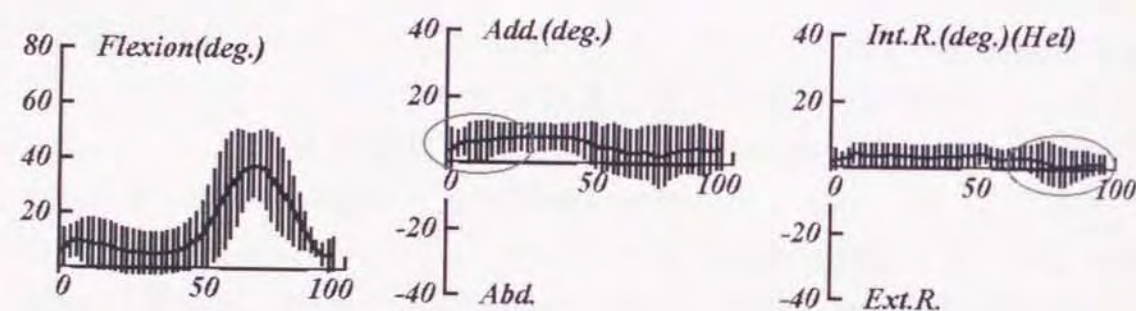
さらに、歩行動作全体を通して観察を行ったところ、足関節固定患者は一

般健常者と比較して固定側立脚期に固定側のつま先を僅かながら外旋させた状態での歩行が認められた。しかし、患者らは術後約 2 年を経過しており骨癒合の状態も良好で足部に痛みを感じていた者はいないため、つま先を外旋位にした状態での歩行であっても破行動作と成り得る様な歩行ではなかった。

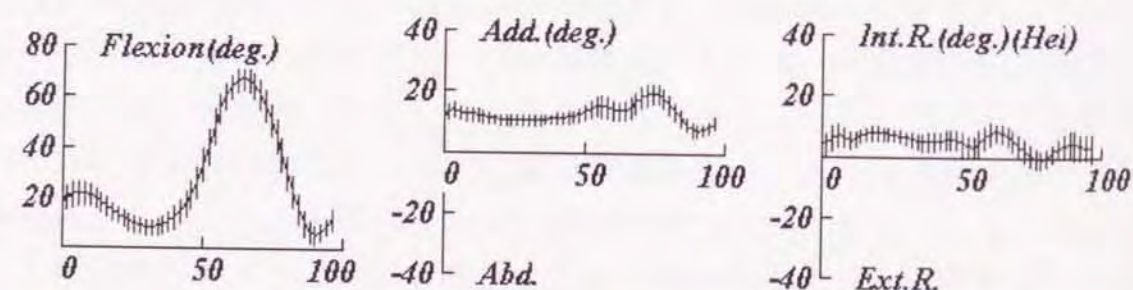
また、固定側および非固定側をそれぞれの軸足とした際の歩行周期を求めた。固定側を軸足にした際の歩行周期は 1.43sec/step であり、非固定側のそれは 1.26sec/step であった。しかし、これらのデータには個人の歩行速度の影響が強く、有意な差は検出されなかった。



(a) 固定側

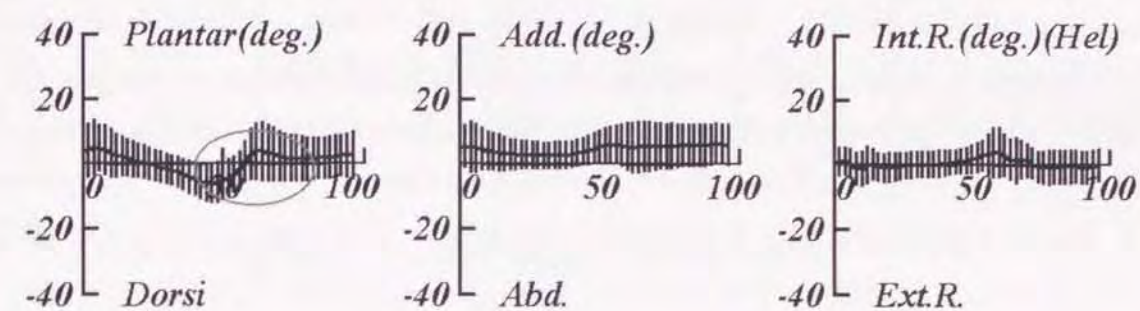


(b) 非固定側

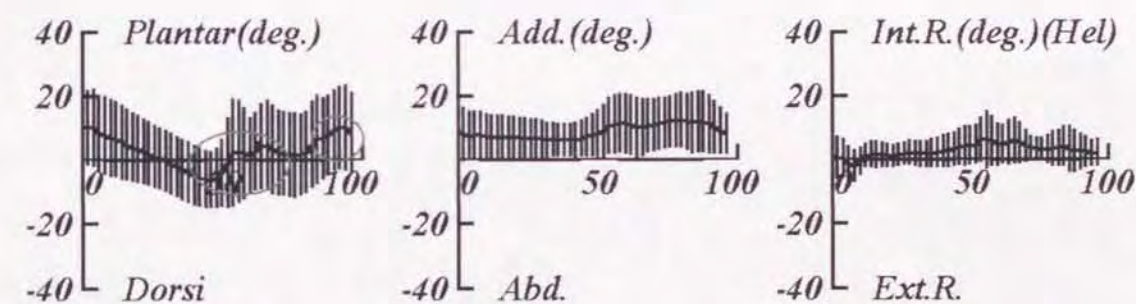


(c) コントロール

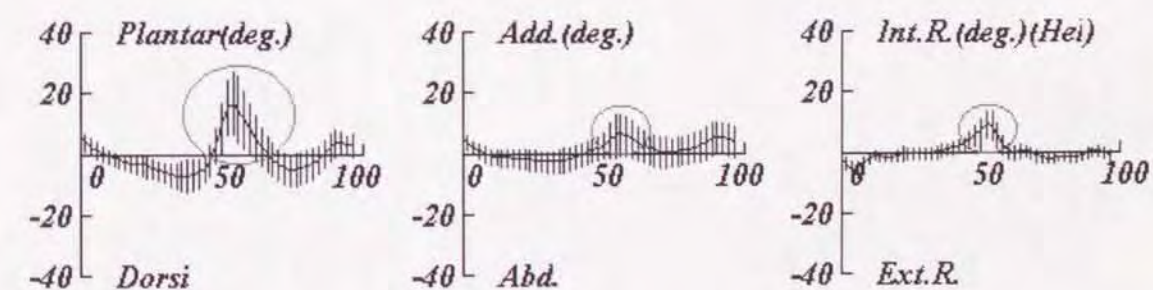
図 5-3 膝関節の運動パターン



(a) 固定側



(b) 非固定側



(c) コントロール

図 5-4 足関節の運動パターン

	底屈/ 背屈	内転/ 外転	回内/ 回外	内側/ 外側	前方/ 後方	近位/ 遠位
固定側	14.8	7.9	9.5	12.5	20.0	11.4
非固定側	26.5	12.0	14.8	20.5	33.2	19.1

表 5-1 足部における総運動量

3) 考察

距腿関節固定により足部の運動がどのように変化し、また距腿関節やその他のアーチ部に存在している関節群がどのような役割を担っているかについて検討する。上述の結果から距腿関節固定を行った足部の運動は非固定側の運動パターンとほぼ一致していたことから、歩行に必要な足部の運動はある程度温存されていると思われる。

また、距腿関節は足部における底-背屈運動の多くを担っていることから足関節総運動量における底-背屈のパラメータが約2分の1に減少したことは当然と思われる。しかし、底-背屈運動の多くを担っている距腿関節を固定したのにも関わらず、固定側の運動パターンは非固定側と定性的な一致を示し、底-背屈総運動量の約半分が温存されていた点については足部の運動におけるアーチ部関節群の役割が大きいことを示唆している。Lundbergらは生体内に硬球を埋め込み、これらを2方向からレントゲン撮影することにより準動的に足部に存在する関節の運動を計測した³¹⁾。この結果によると底-背屈運動の10~40%はアーチ部に存在する関節群のより行われていると報告されている。今回我々が行った計測は歩行動作について動的かつ非侵襲的に行ったため、測定方法の違いからLundbergらの結果と全くの一致は認められなかったが、約50%とほぼ同様な傾向を示した。

また、従来までの報告では距腿関節は底-背屈運動のみを行う1軸性関節であるとされてきたが、本実験結果から距腿関節固定により内-外転、回内-回外などのパラメータにも影響を与えることが解った。Lundbergらの報告によると、回内-回外などについてはその運動量の5.3~22%を距腿関節で行っているとされており、我々の結果からは約30%程度を担っていると

思われた。

次に、本実験で得られた結果から距腿関節固定により失われた機能の代償について検討する。足関節固定患者の歩行動作の結果から評価すると、歩行に対する足部の運動は機能的に完全に不足があるわけではないが、距腿関節の固定により失われた可動域を補うための動作が認められた。足関節固定患者は固定側立脚期において固定側のつま先を外旋させた状態での歩行を行っていた(以下、外旋位歩行)。これは、歩行時の足関節運動において、立脚期後半の踵が床から離れる直前に大きな背屈運動を必要とするが、距腿関節固定によってこの際に必要となる十分な背屈量を得ることが困難となったため、固定側のつま先を外旋させて歩行を行うことにより、立脚期後半で必要となる背屈運動量の低減を謀っているものと思われる。また、固定側の膝関節運動が遊脚期において大きな外旋運動を行う動作もこの外旋位歩行の準備動作であると思われる。

さらに、非固定側の膝関節でDouble Knee Actionの第1ピークが消失した原因についても固定側足部の背屈量不足が挙げられる。固定側の蹴り出し時期は非固定側の第1ピーク時とおよそ一致しているため、固定側の蹴り出し時期に非固定側の膝を曲げずに腰を高い位置に維持することにより、固定側足部の背屈量を軽減させることが可能となる。従って、非固定側膝関節のDouble Knee Action第1ピークの消失も足関節固定に伴う代償性の動作であると推察される。

ここで、立脚期後半での背屈量不足を考慮すると多めに背屈させた状態での固定が望ましいように考えられる。そこで、背屈量の不足に関連させて足関節の固定角について述べる。歩行に必要な底-背屈運動の内、蹴り出しの際に生じる底屈運動が不可能であっても歩行にはあまり支障をきたすことはないが、背屈運動が不可能な場合には歩行を行い辛くなる。また、一般動作中における補償動作としてアーチ部の運動が底屈方向には比較的働き易いことから足関節固定を行う際には足関節の中立位で固定を行うのではなく、それより背屈方向に偏らせて固定することが望ましいと考えられる。この固定角度に関する我々の指針は、歩行以外の動作についても考慮して背屈位5度程度が望ましいとしている臨床報告と一致している。

次に、足関節固定により2次的に発生し得る疾患について検討する。膝関

節運動について、固定側の立脚初期に強い外反運動が確認されたが、これは足部の背屈量低減のために行っている外旋位歩行に起因していると思われる。しかし、本来の膝関節運動としては立脚初期に外反運動は伴わないため、ここで生じている外反運動は異常運動の可能性を秘めていると思われる。また、立脚初期は膝関節など下肢に存在する関節に体重の数倍に及ぶ非常に大きな外力が作用する時期である。従って、この立脚初期に出現する強い外反運動は関節内部や周辺の軟部組織に過大な応力を発生させていることは容易に予想できる。また、この様な応力は関節部の軟骨や靱帯で吸収されることが多いため、足関節固定のより2次的に発生する疾患として膝関節内側に付着している内側側副靱帯 (Medial Colateral Ligament 以下, MCL) の損傷が危惧される。そこで、この様な2次疾患を予防するためには、先述の様に距腿関節固定を行った際にもアーチ部の関節群により歩行に必要となる足部の運動がある程度確保されていることを患者に十分説明し、関節固定術後のリハビリ指導の際に下肢の外旋位歩行を行わないように十分な指導を行うことが望ましいと思われる。

ここまでは、足関節固定の影響や代償機能として膝関節の運動に変化が現れたことについては述べてきたが、足関節固定の伴う股関節への影響や代償機能も当然あると思われる。先述の外旋位歩行の多くは股関節の運動により外旋動作を発生させていることは容易に推察される。従って、本手法に基づいて股関節運動についても検討する必要があると思われる。

現在、足関節OAにおいては、そこに含まれる関節1つ1つが小さくそれぞれが複雑な運動を行うために、人工関節置換術を行った場合においても人工関節と骨の間に緩みが生じやすい他、緩みが発生した際の対処方法が確立されていないなど、長期成績は十分満足できるものではない。一方、関節固定を行った場合には十分な除痛効果が得られる上、生体内に侵入させる人工物の量が最小限に抑えられるために感染の心配も少なく、長期成績も比較的良好であることなどから臨床的には関節固定術が行われることが多い。しかし、関節固定術を行うということは多少なりとも本来の生体の持つ機能を取り去ることを意味するため、固定による影響やそこから予想される2次的疾患とその対処方法などを十分に検討した上で行われる必要がある。さらに、患者、医師、理学療法士、エンジニアなどが協力しより良い治療を目指すことにより関節固定の成績も向上し、人工関節の開発にも繋がるとと思われる。

5.2.2 足関節の運動と関節内圧力

足部の主関節である距腿関節はその小さな関節面に全体重が負荷される上に、足部の運動の大半を担っている。従って、距腿関節はこの過酷な条件のため疾患の好発部位であり、従来からこれらの発症原因および2次疾患を評価するために接触動態や運動解析などの研究が行われてきた。

これまでに行われてきた接触圧力に関する研究は、感圧フィルムを使用した報告^{37) - 42)}が主であったが、感圧フィルムを用いる場合の測定条件は静的条件下に限定される。従って、これらの実験報告は様々な関節固定肢位において静荷重を負荷した際の接触領域の測定に留まっており、関節運動に対する動的な接触領域の測定を行った研究は見られない。

また、運動測定についてもビデオまたはX線を利用し、2次元の矢状面内運動を求めている研究^{143) - 145)}が殆どである。X線を利用した研究では、足部を5°もしくは10°刻みに底一背屈運動させ、その際の側方X線写真から矢状面内の関節運動を求めている。また、2方向X線撮影法の利用により関節運動を3次元評価している研究においても、関節運動を連続的に捉えた報告はない。さらに、ビデオを用いた研究においては、歩行時などの足部の運動を3次元かつ連続的に測定した報告も見られるが、いずれも、患者もしくは健康者を測定対象としているため、ビデオマーカは非侵襲的に皮膚の上などに設置する必要がある。このため、足部全体の運動は測定可能であっても距腿関節などの関節運動を詳細に測定することは不可能であった。

しかし、生理学的観点から疾患の発症原因などを評価するためには連続的に運動を行い、それに伴った動的な接触圧力値や領域の変化を計測することが必要不可欠である。さらに、関節における荷重伝達と関節運動は密接な関係があるため、これら両者を統合して検討する必要があると思われる。

そこで、これまで膝関節に用いてきた方法論を応用し、足関節運動とその関節内に作用する接触圧力を同時に測定する実験手法を紹介し、足関節の機能評価を運動力学的に検討する。

1) 対象および方法

試料は新鮮冷凍ヒト切断下肢を室温にて解凍した後、足底から約200mmの位置で切断し、不要な軟部組織を除去して用いた。また、図5-4に示し

ように、荷重負荷用のシャフトをユニバーサルジョイントを介して試料の脛骨および腓骨に挿入すると共に、試料の第2基節骨を釘などを用いて実験装置に固定した。この実験装置に3個のスライド機構を設置し、上下および前後左右の自由度を持たせることにより一定垂直荷重下における試料の底背屈運動を実現させた。実験に際しては、試料を必要な内-外転アライメント下で装置に固定し、196Nの荷重下で底屈位からの背屈運動をモータ駆動により与えた。

関節の運動測定を行うために、ビデオ撮影用のマーカを脛骨、距骨および実験装置に設置し、2方向からCCDカメラにより撮影を行った。これらのマーカの3次元位置はエムテック社製の3次元運動解析システム(LAVIC MAS-3080 以下, LAVIC)を用いて算出した。このシステムは、DLT法(付録1を参照)を応用したシステムであり、測定対象物の運動測定と実空間上での3次元座標値の算出を同時に行う装置である。さらに、関節運動は単純なマーカ間の相対運動ではなく、対象となる骨上に解剖学的に規定した骨座標系の相対運動として求めた。そこで、マーカの設置位置と骨座標系の位置関係を算出するために2方向X線撮影を行い、補正量を決定した。足部全体の運動は脛骨と実験装置に設置したマーカの相対運動を基準に補正を施して算出し、これと同様にして、脛骨と距骨に設置したマーカの相対運動を基準に距腿関節の運動を求めた。また、評価に用いる足部の運動パラメータは図2-11の如く規定した。

関節内の接触圧力測定には感圧導電性ゴムセンサを応用した圧力センサを用いた。圧力センサは図5-5に示すように418点の測定点を有し、厚さ0.8mmと非常に薄く柔軟性に富み、距腿関節に十分適合する形状に仕上げた。尚、圧力センサの設置位置を一定に保つため、センサを関節内に挿入した後、長さ約3mmのピンを用いて距骨に固定した。

実験に際しては、不要な軟部組織の除去のみを行った試料を用いて(以下, intact)一定条件下での関節の運動と接触圧力の測定を行った。この後、捻挫による靱帯損傷の影響を確認するために、前距腓靱帯および踵腓靱帯を順次切除し同様な測定を行った。また、足部のアライメントの設定条件は中立位とし、足部の可動範囲は歩行時の関節運動から底屈位約 20° から背屈位約 20° までとした。

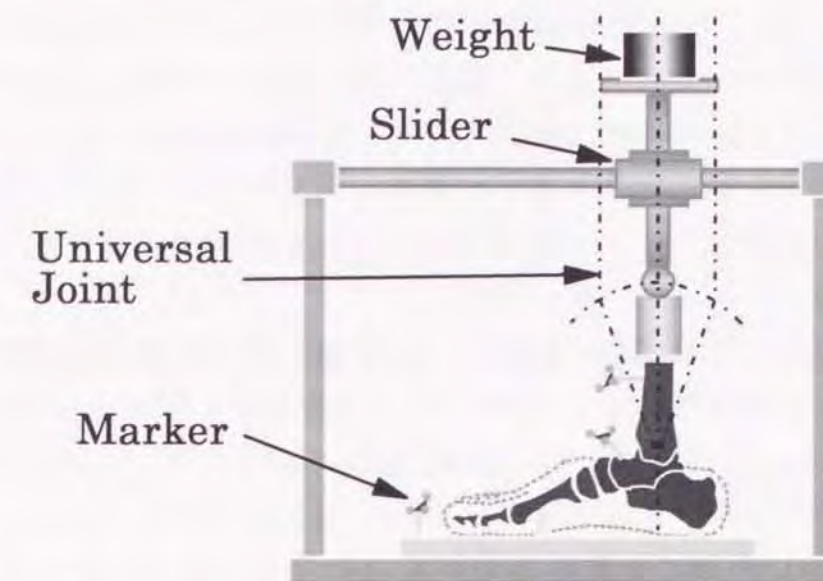


図5-4 実験装置

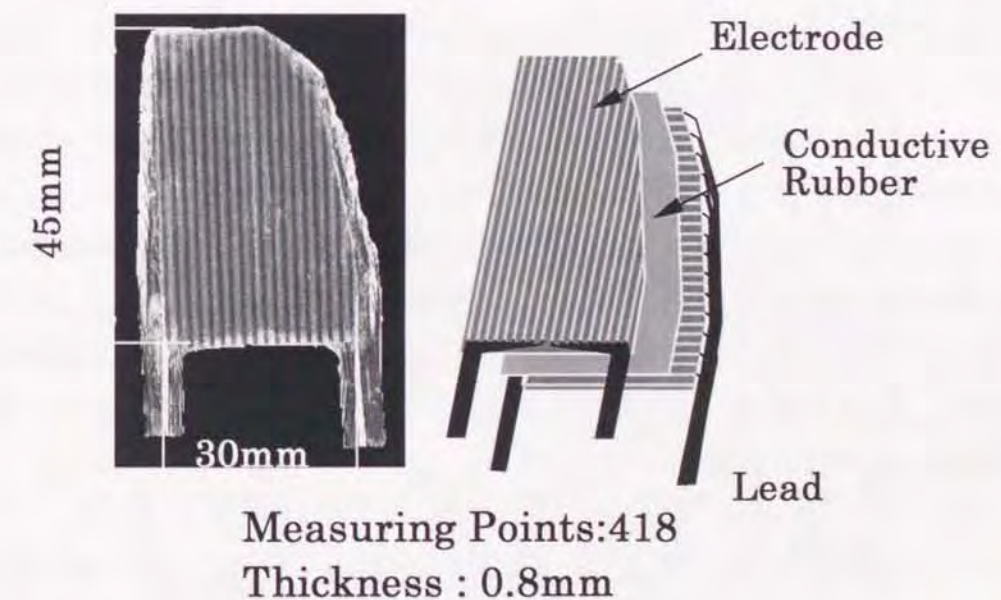


図5-5 圧力センサ

2) 結果

図5-6に intact における背屈運動に伴う圧力分布の変化を示した。本研究で用いた圧力センサは連続的な接触圧力の測定が可能であるが、代表として底屈位 20° から背屈位 20° まで 5° 刻みに結果を示した。図は、距骨関節面を上方から見た様子を表しており、接触圧の大小は色の濃淡で示した。図より、底屈位において後方中央部にあった接触領域は関節の背屈に伴って前方に移動していることが分かる。

靭帯損傷の影響を検討するために intact, 前距腓靭帯および踵腓靭帯切離時の接触領域を関節運動に対して 10° ごとの結果として図5-7の(a)(b)(c)にそれぞれに示した。図(a)の Intact の結果においては、先と同様に後方中央部にあった接触領域が関節の背屈に伴って前方に移動していた。また、図(b)の前距腓靭帯切離時の結果においてもこの傾向は同様であったが、背屈位 20° の肢位において内側での接触圧が増加し、外側で低下した。さらに、図(c)の踵腓靭帯切離時の結果は(b)の前距腓靭帯切離時の結果とほぼ同様であった。

図5-8に intact における関節の回転運動と並進運動の結果を(a)と(b)にそれぞれ示した。図における横軸は足部全体の底/背屈運動量とし、縦軸は回転運動については角度 (degree) で、並進運動については距離 (mm) でそれぞれ表した。図(a)より足部全体の背屈に伴い、距腿関節の背屈、外転、回内運動が認められた。また、図(b)より背屈に伴い後方への移動が認められたが他のパラメータにおける変化は少なかった。

図5-9および図5-10に前距腓靭帯切離および踵腓靭帯切離時の関節運動の結果を先と同様に示す。これらの図においても、intact 同様、足部全体の背屈に伴う、距腿関節の背屈、外転、回内運動および後方移動が認められた。これら図5-8から図5-10より、関節運動に対する靭帯切離の影響は小さいことが示された。

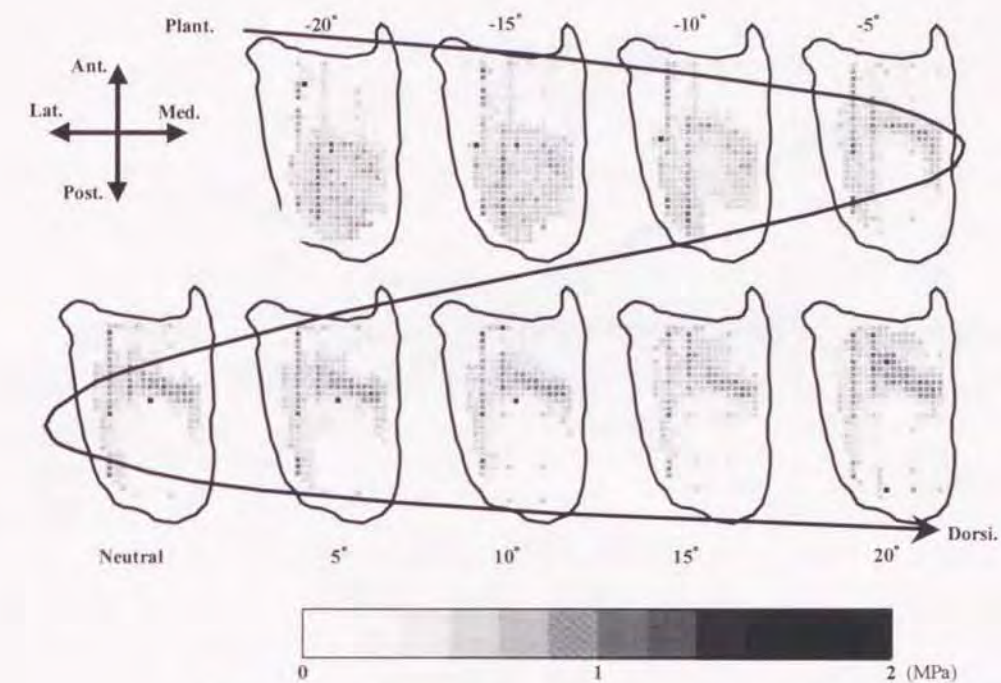


図5-6 背屈運動に伴う圧力分布の変化

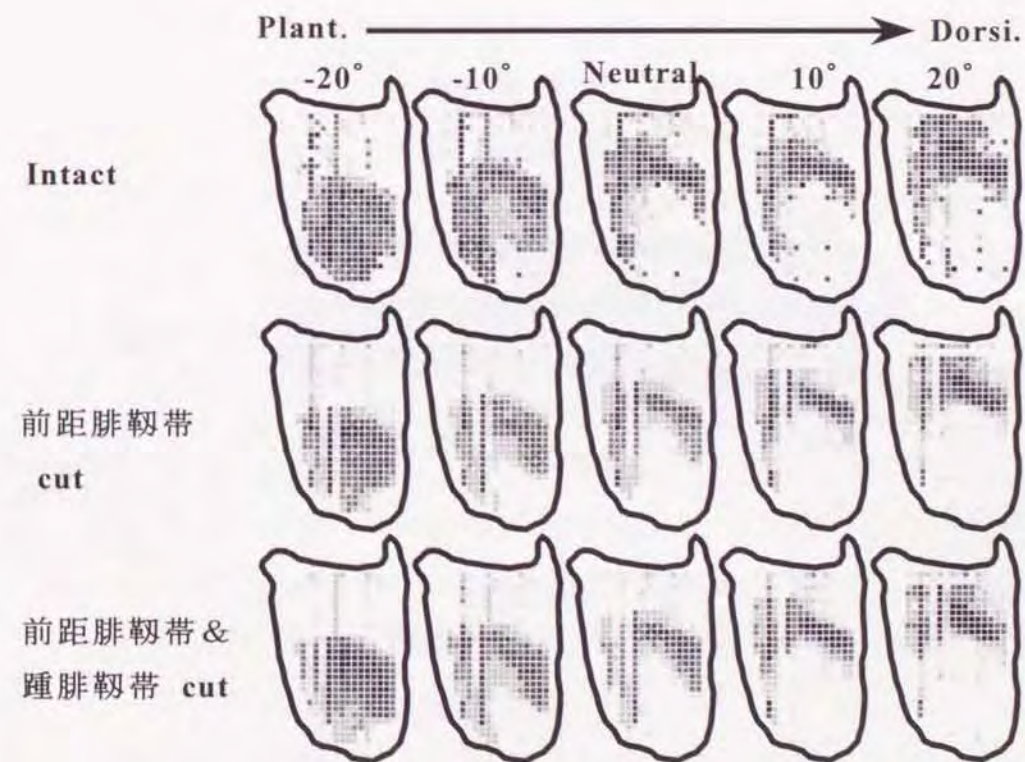
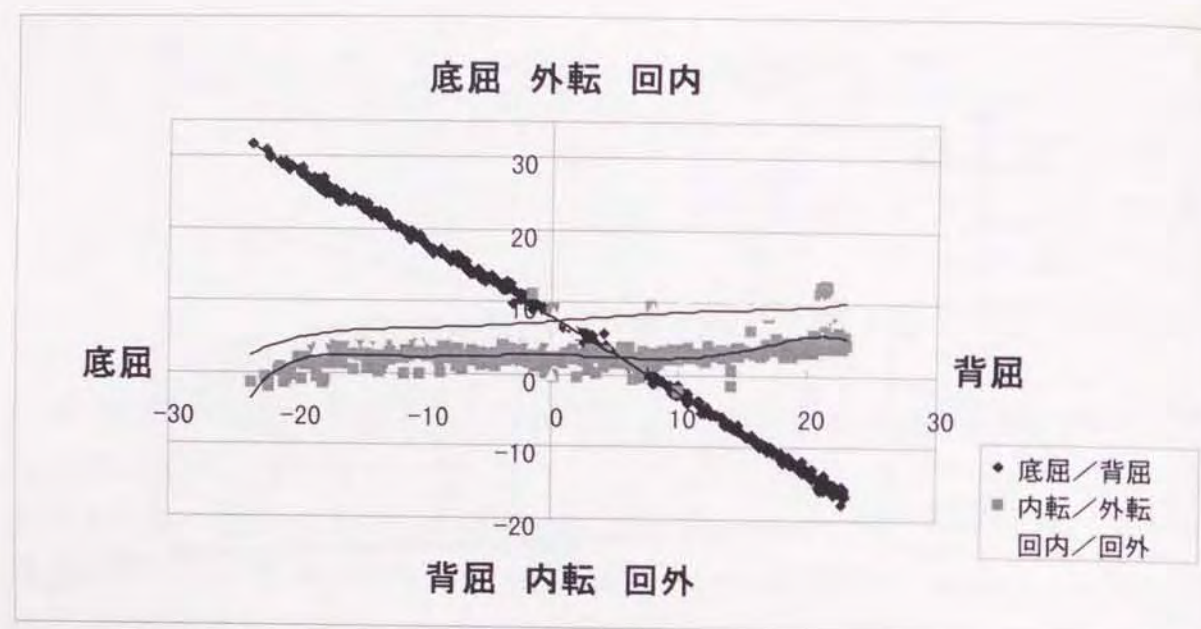
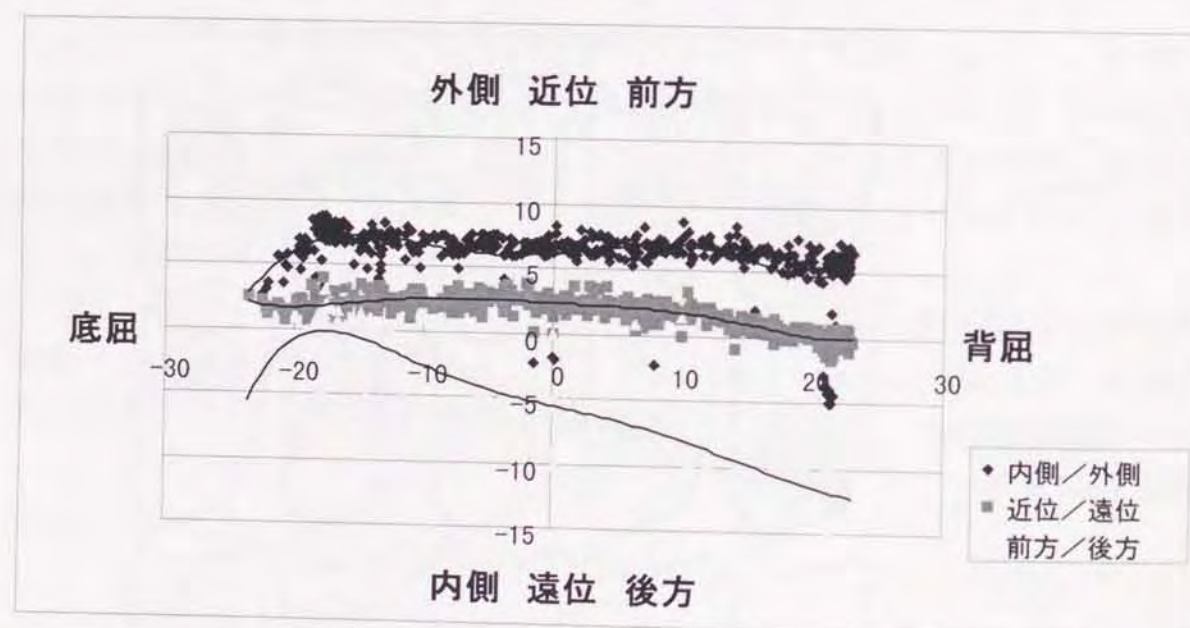


図5-7 圧力分布における靭帯切離の影響

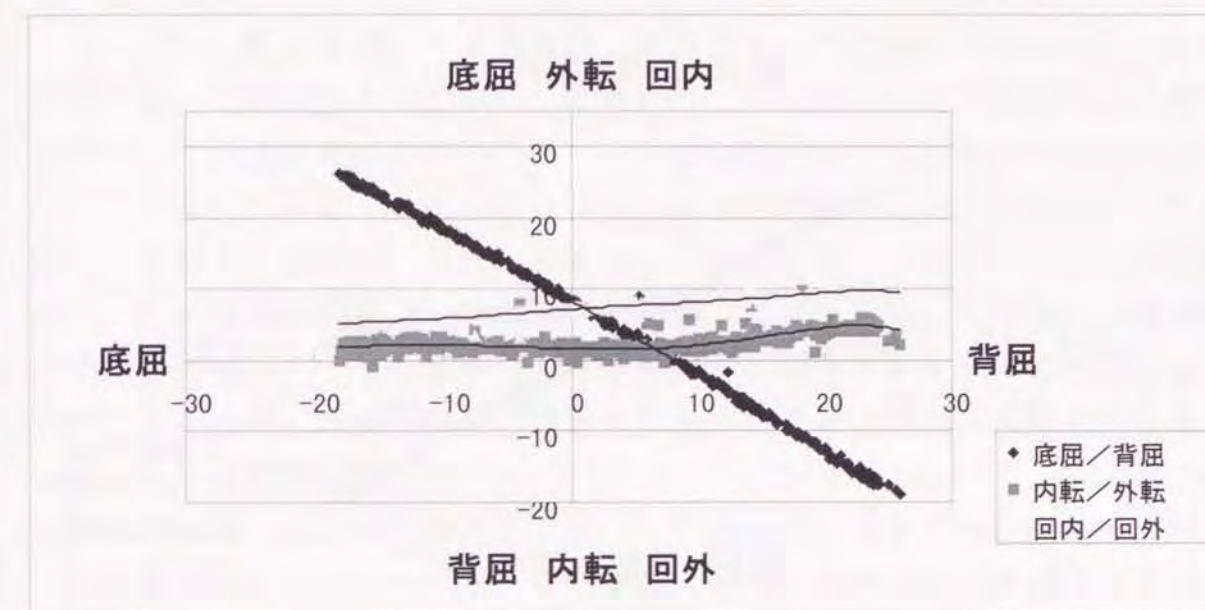


(a) 回転運動

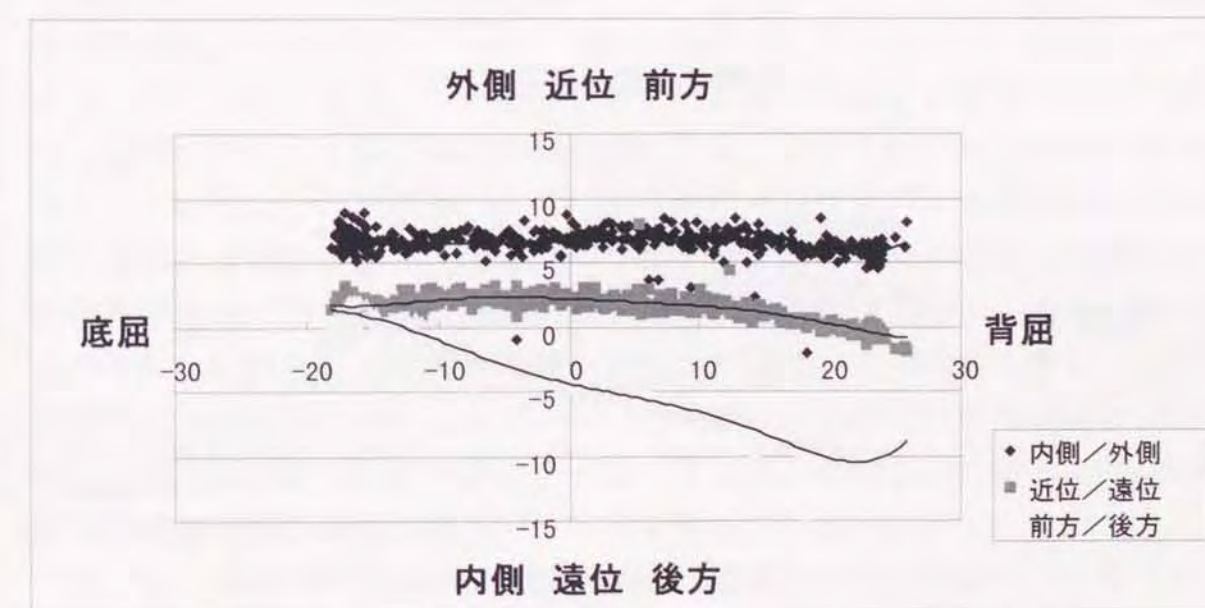


(b) 並進運動

図 5-8 intact における関節運動

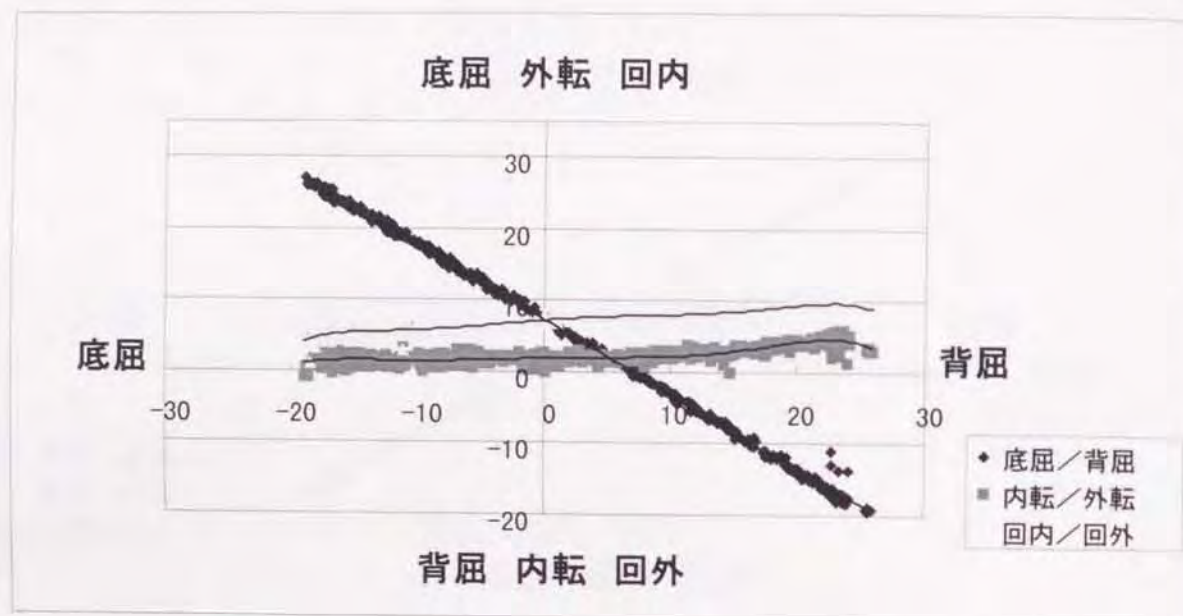


(a) 回転運動

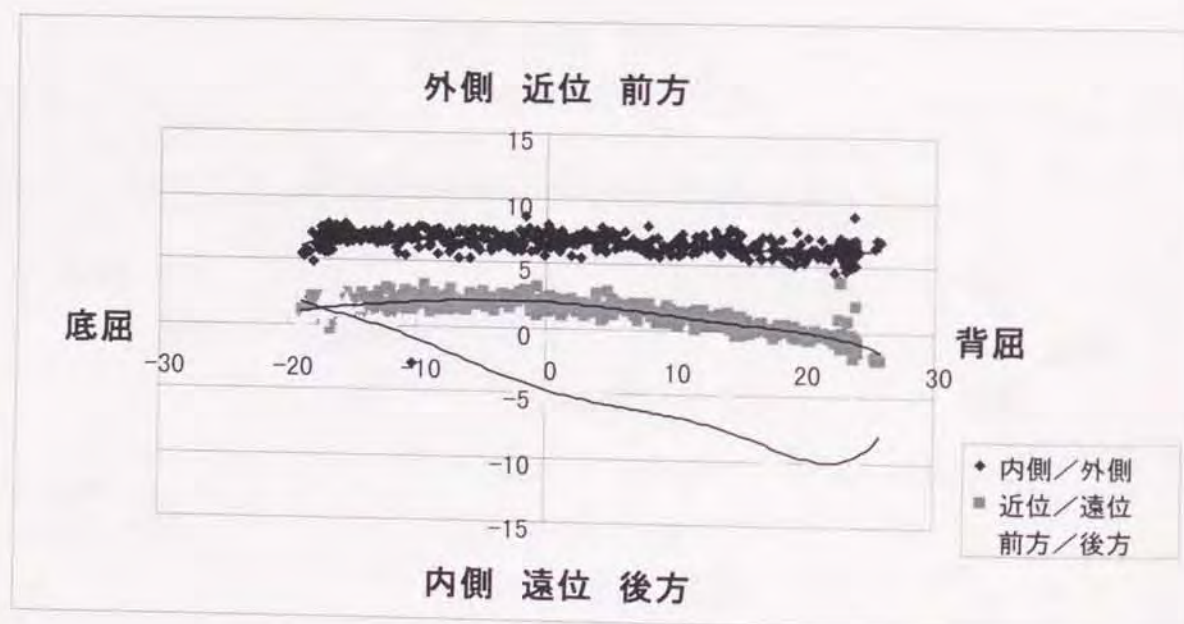


(b) 並進運動

図 5-9 前距腓靭帯切離時における関節運動



(a) 回転運動



(b) 並進運動

(c) 図5-10 踵腓靭帯切離時における関節運動

3) 考察

従来より、感圧導電性ゴムを応用した圧力センサを用いて距腿関節の接触状態を調べた研究報告はない。このため、この圧力センサから得られた測定結果における信頼性および有用性について検討する必要がある。そこで、これまで多く用いられてきた感圧フィルムによる測定を行い、圧力センサから得られた結果と比較を行った。感圧フィルムは動的な計測は不可能であるために、底/背屈肢位を 10° ごとに変化させ、各肢位における関節内接触領域の変化を調査した。この感圧フィルムによる結果と圧力センサによる結果を比較したところ、両者は酷似しており圧力センサによる関節内接触領域測定の有用性と信頼性が示された。

関節内接触領域の変化傾向において、足部の背屈運動に伴い接触領域が前方に移動したことは、距腿関節の構造や接触状態を考慮すると合理的な結果と言える。また、靭帯の切離に伴って背屈位における接触圧が外側において減少し内側において増加した点については、切離した靭帯が距腿関節の外側部に存在するため、靭帯切離に伴って関節の外側部における拘束力の低下によって生じたと考えられる。

距腿関節における関節運動の結果から、intact、前距腓および踵腓靭帯切除時の運動パターンはほぼ一致している他、グラフの傾きも一致していた。これらのことから捻挫により前距腓および踵腓の両靭帯に損傷が生じた際にも、周囲に存在する靭帯等の軟部組織により日常生活に必要となる安定性が保たれていることが推察され、この推察は靭帯損傷患者の治療法に対する1つの指針と言える。現在、捻挫による靭帯損傷患者に対しては、手術により靭帯再建を施す場合と再建を行わない保存的治療法が存在し、患者の術後成績の比較を行ったところ両者に差異が認められないとの報告もある。この両者間の成績に差異が認められないという報告は、本研究の靭帯損傷による運動の差異は小さかったとの結果と一致しており、日常生活を送る上では捻挫による靭帯損傷の影響は小さいことを裏付けている。

しかし、本研究では靭帯損傷に起因した関節動揺性の評価として前方引き出し試験や一定回旋トルク下における関節動揺性の評価は行っていない。さらに、前述のように関節内部における接触圧力は僅かながらも変化していたことから、激しいスポーツなどを行った場合にはこの内側に作用する圧力の増加により2次的な疾患を招く恐れがあると思われる。ある臨床報告では捻

挫に伴う靱帯損傷に起因して距腿関節における関節軟骨の内側が損傷するとしており、この原因は前述した関節接触領域の変化にあると推察される。従って、靱帯損傷患者においては関節運動に変化が認められない場合においても、患者の運動量などにより靱帯損傷に起因した関節内圧力の変化によって2次疾患の発生が危惧されるため、十分な配慮が必要である。

5.3 結言

本章では、足関節固定患者の歩行解析および捻挫を考慮した足関節の機能評価を行い、以下の結言を得た。

- 1) 足関節固定による代償機能として、固定側の外旋位歩行が認められた。
- 2) 足関節固定に起因した2次疾患として固定側膝関節におけるMCLの損傷が危惧された。
- 3) 関節運動に対する前距腓および踵腓靱帯切離による影響は小さいが、関節内接触圧力が内側で増加する傾向を認めた。

第6章

結 論

本論文は「膝・足関節機能の生物機械工学的評価に関する研究」と題し、高齢者に多発する関節疾患の1つであるOAの発症原因解明と治療法の改善を目的として、膝関節を中心に運動力学的に検討を行った。以下に、各章で得られた結果の要約を示す。

第1章「緒論」においては、本研究の遂行に至った背景や従来から行われてきた研究をまとめ、そこで得られた見解から本研究の方向性を決定した。

第2章「下肢関節の運動機能とバイオメカニクス」では、研究対象となった下肢関節の解剖学的知識について記述した。また、そこに発生する疾患とその治療方法、さらに治療方法に存在する問題点などについても併せて示した。

第3章「関節運動の測定」においては、関節の運動測定システムについて述べた。関節の運動測定として求められる必要条件は動的測定、3次元解析、高精度などが挙げられ、実際の臨床応用を考慮した場合には、短時間および勘弁、非侵襲などの条件が加わる。従って、これら全てを満たす測定システムは極めて少ないが、本研究ではゴニオメータと2方向X線撮影法を組み合わせたシステムを用いることによってこれらの条件を満たした。そこで、関節運動の測定を行うために用いたシステムについて、その理論と測定原理を示した。また、軟部組織に起因した測定誤差に対して評価を行い、信頼性について検討を行った。本研究では、関節運動測定時にベルクロストラップを利用してゴニオメータを固定する非侵襲的固定法を採用している。この固定法に対して、従来から問題視されてきた軟部組織による測定誤差を明らかにするために、K-wireを用いてゴニオメータを直接骨に固定し測定を行い、従来より用いているベルクロストラップ固定法の測定結果と比較を行った。これにより、

ストラップ固定法による関節機能評価が可能であることを明示した。さらに、K-wire 固定下において関節運動を測定・解析することにより今後の膝関節運動の評価基準と成り得る動的、3次元かつ詳細な膝関節運動を得た。この研究については賛否を含め多くの議論がなされたが、真の膝関節運動を捉えたという点においてこの研究結果は非常に意味がある。さらに、これは侵襲的手法により初めて明らかにされた結果であり、関節運動におけるバイオメカニクスの研究の観点からこの計測結果の持つ意義は多大である。また、この研究に携わった関係者は本主旨に十分な理解を得た上で遂行したことから本研究は倫理に反した報告ではないことを述べておく。

第4章「膝関節機能の評価」においては、本研究の主題であるOAの発症原因解明および治療法改善を目的として、膝関節を対象に運動力学的に検討を行った。まず、OAの発症に年齢差や男女差があることに注目して、年齢別健常者の膝関節運動と下肢アライメント測定を行い、男性群の関節運動および下肢アライメントは加齢による変化は少ないのに対して、女性群のそれらは加齢と共に内反位へ変化する傾向を示した。また、OA進行期患者の骨欠損部位と膝関節運動の関連性について検討を行い、立脚初期に生ずる Thrust 現象を含む回旋運動および並進運動が骨欠損の拡大を招くことを示唆した。以上のことから女性群における加齢に伴う関節運動および下肢アライメントの内反変化と踵接地時における内反運動、OA患者における Thrust 時の回旋運動および並進運動がOAの発症・進行要因の1つとして示唆された。

また、4.3 節では「OA治療における問題点の検討」としてHTOにおけるアライメント設定、TKR後における関節の知覚低下およびルースニングなどに関して実験的検討を行った。まず、OA中期の治療方法であるHTO手術に関する最重要点である術前のアライメント設定について検討し、2次元情報に基づいた術前計画の危険性について示した。次に、TKR手術に伴う関節の角度感覚の低下の有無を明らかにするため、同一執刀医によって同一人工関節機種を用いた患者の関節運動をPCL切離や膝蓋骨置換ならびにセメント固定の相異によって分類・評価した。この結果から、手術手技

の差異による関節の屈曲角を認識する知覚の低下は小さいことを明示した。さらに、TKR手術における最大の問題点である人工関節のルースニングとストレスシールドについて取り上げ、セメント固定は骨内部にストレスシールドを生じ易いことから骨萎縮やルースニングを誘発する危険性について示唆すると共に、この骨萎縮と骨表面に作用する応力の関連性からTKR後の人工関節設置付近で生じる骨折について原因を推察した。この様に、OAの治療法における問題点について検討を行い、治療法改善の方向性について記述した。

第5章「足関節機能の評価」では、関節機能の評価対象を足関節に拡張した。まず、足関節固定患者の関節機能の低下や固定術による膝関節機能への影響および代償機能について検討を行い、患者は外旋位歩行を行うことにより足部で失った関節可動域を補っていることを示した他、足関節固定に起因した2次的疾患として内側側副靱帯の損傷の危険性について記述した。

次に、足関節の運動と関節内の接触圧力領域の測定を同時に行い、捻挫に伴う関節機能の変化について評価を行った。この結果、靱帯損傷は関節内の接触領域は変化させるが関節運動には影響が少ないことを示した。また、臨床上、運動測定のみによって関節の成績評価を行った場合、靱帯損傷による影響が捉えづらい上に関節内の圧力変化に伴った2次的疾患の危険性から治療方針の選択には十分配慮が必要であることを明示した。

第6章「結論」においては、本研究により得られた結果を統括した。

人類の歴史はヒトが道具を持って以来、急速に進歩してきた。これと同様にバイオメカニクスの検討概念が根をおろして以来、医学や工学は他に類を見ない程の急速な進歩・発展を遂げると共に、多大な財産を得てきた。すなわち、近年の医学や工学における進歩の歴史はバイオメカニクスにおける進歩の歴史とも言える。

一方、バイオメカニクスも他の研究に比して歴史は極めて短いが、

今日では単なる道具ではなく1つの学問へと進化を遂げており、この進化の過程は医学と工学双方の協力関係に基づいていると言っても過言ではない。もし、両者の協力が稀薄なものであれば、今日の医療の発展も無ければ工学やバイオメカニクスの進歩も無かったと考えられる。すなわち、2つの学問の協調により「無限大」の可能性を秘めたバイオメカニクスが誕生し、両者によって育てられてきたとも言える。

しかし、バイオメカニクスが医療などに大きく貢献したと言っても、未だ解明されていない疾患や解決されていない問題点は多く存在する。また、これらの解明や解決・改良の必要性は今後も増え続ける老人人口と医療事情を考慮すると極めて重要かつ急務と言える。

幸いなことに、治療手技に介在する問題点や不具合、医療機器の改良、リハビリテーションの最適指導計画などは医療現場と工学者の連携が密となれば容易に改善可能な要素を多く含む。さらに、このバイオメカニクスは医療のみならず福祉、日常生活の快適性の追求など全ての分野に応用可能である。従って、より充実した医療や快適な暮らしを目指すためにも、両分野の積極的な協力姿勢が保たれると共に、1たす1が「無限大」となることを切望する。

付録 1

D L T法を用いた関節運動の測定

付 1.1 D L T法

3.2 節では関節の運動測定法としてゴニオメータを用いた方法について記述した。この他の関節の運動測定法として多方向ビデオ撮影法があり、その測定理論はD L T (Direct Linear Transformation) 法に基づいている。そこで、ここではD L T法の測定原理について述べる。

一般にビデオなどを用いて運動測定を行う場合、1台のカメラから得られる情報は2次元情報である。従って、3次元空間内での運動を測定する場合には多方向からの画像情報を合成し、計算により座標値を求めなければならない。また、この計算には後述する11元連立方程式を用いるが、その数式の中には測定点の座標値の他、カメラの設置位置や光軸方向、焦点距離など(以下、カメラパラメータ)の未知数も入ってくるため、予めカメラパラメータを求めておく必要がある。そこで、既知の空間座標値を持つコントロールポイントを撮影し、これらの映像からカメラパラメータを決定する方法としてD L T法がある。このD L T法を用いた場合、カメラの設置に関する制約がないためにどのような場所からの測定も正確に行えるという利点がある。

以下に、D L T法の理論とこれを利用した運動測定法について詳述する。

1) 実空間座標とフィルム座標

D L T法とは、フィルム画像上の座標値を基に実空間座標を求める手法である。従って、実空間における座標系とフィルム上における座標系の関連性を明らかにしておく必要がある。図 付1-1のよ

うに、実空間上に任意の座標軸（ $X-Y-Z$ 系）を規定し、カメラレンズの中心（カメラ位置）を点 $O(X_0, Y_0, Z_0)$ 、実空間上の測定点を点 $P(X, Y, Z)$ とする。また、点 P を含み光軸に垂直な面とレンズ中心との距離を L 、フィルム面とレンズ中心との距離を F とする。さらに、フィルム上にも任意の座標軸を規定し、光軸とフィルム面との交点の座標を (U_0, V_0) 、点 P のフィルム面上での像を点 $Q(U, V)$ とする。

ここで、これら点 P と点 Q の関係を簡便に表すためにレンズ中心点 O に原点を持ち、 Z 軸を光軸、 X および Y 軸が U および V 軸と平行となる座標系（ $X'-Y'-Z'$ 系）を考える。この $X'-Y'-Z'$ 系上で点 P までの位置ベクトル $O\vec{P}$ は $X-Y-Z$ 系における点 P 座標の回転および並進移動として与えられ、(付 1.1)式のようになる。

$$O\vec{P} = M \begin{bmatrix} X-X_0 \\ Y-Y_0 \\ Z-Z_0 \end{bmatrix} \quad (\text{付 1.1})$$

ここで、 M は $X-Y-Z$ 系から $X'-Y'-Z'$ 系への回転を表す3行3列の行列で、 M の成分 m_{ij} ($i, j=1, 2, 3$) は実空間座標系に対する光軸の向きとフィルム座標系の軸方向によって決まる。同様にして $X'-Y'-Z'$ 系における位置ベクトル $O\vec{Q}$ は(付 1.2)式のようになる。

$$O\vec{Q} = \begin{bmatrix} U-U_0 \\ V-V_0 \\ -F \end{bmatrix} \quad (\text{付 1.2})$$

2つの位置ベクトル $O\vec{P}$ と $O\vec{Q}$ は同一直線上にあり、互いに方向が反対で、大きさが L と F であるから(付 1.3)式が成り立つ。

$$O\vec{Q} = -\frac{F}{L} O\vec{P} \quad (\text{付 1.3})$$

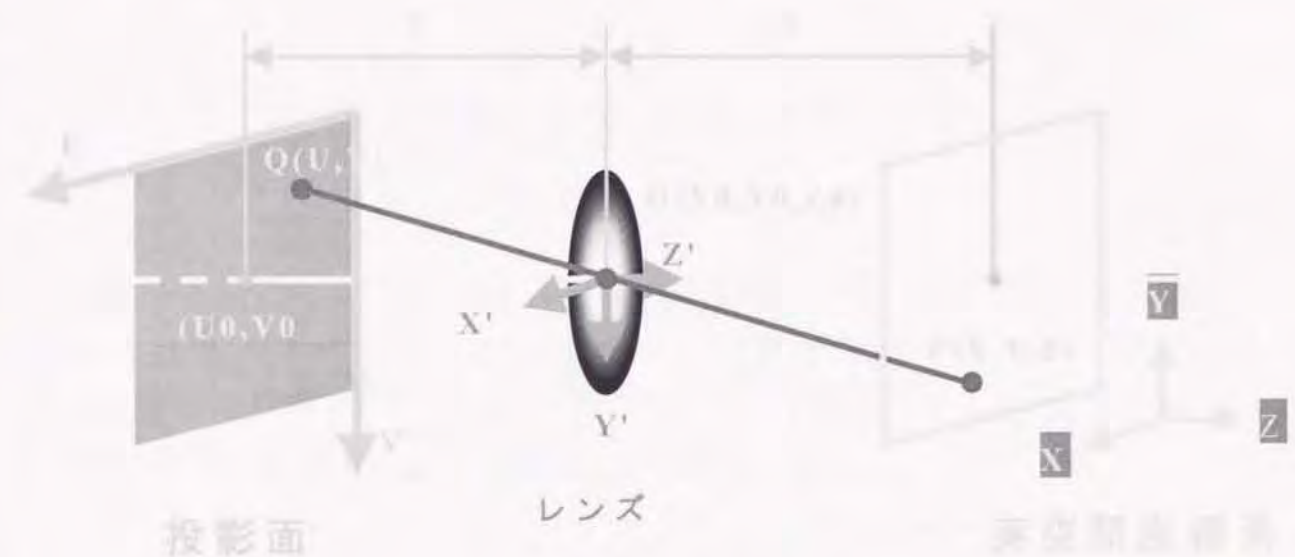


図 付 1-1 実空間座標系とフィルム座標系

また、これを成分で表して表すと(付 1.4)式となり、これらを成分ごとに表せば、数式(付 1.5.a) から(付 1.5.c)となる。

$$\begin{bmatrix} U-U_0 \\ V-V_0 \\ -F \end{bmatrix} = -\frac{F}{L} M \begin{bmatrix} X-X_0 \\ Y-Y_0 \\ Z-Z_0 \end{bmatrix} \quad (\text{付 1.4})$$

$$-U_0 = -\frac{F}{L} \{ m_{11}(X-X_0) + m_{12}(Y-Y_0) + m_{13}(Z-Z_0) \} \quad (\text{付 1.5.a})$$

$$V-V_0 = -\frac{F}{L} \{ m_{21}(X-X_0) + m_{22}(Y-Y_0) + m_{23}(Z-Z_0) \} \quad (\text{付 1.5.b})$$

$$-F = -\frac{F}{L} \{ m_{31}(X-X_0) + m_{32}(Y-Y_0) + m_{33}(Z-Z_0) \} \quad (\text{付 1.5.c})$$

ここで、(付 1.5.c)を L について解いて、(付 1.5.a) (付 1.5.b)に代入すると、(付 1.6.a)および (付 1.6.b)式が得られる。

$$U - U_0 = -F \frac{m_{11}(X - X_0) + m_{12}(Y - Y_0) + m_{13}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)} \quad (\text{付 1.6.a})$$

$$V - V_0 = -F \frac{m_{21}(X - X_0) + m_{22}(Y - Y_0) + m_{23}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)} \quad (\text{付 1.6.b})$$

(付 1.6.a) (付 1.6.b)式は実空間座標系とフィルム座標系の関係を表しており、カメラパラメータを除く未知数はX, Y, Zの3である。従って、2台のカメラによって2組の(U, V)が与えられれば、3つの未知数X, Y, Zに対して4本の式が得られることになる。しかし、カメラパラメータの正確な実測は困難であり、特に光軸の向きに関する未知数 m_{ij} の決定は極めて難しい。従って、これらのカメラパラメータについても算出しておく必要がある。

そこで、DLT法ではこれらのカメラパラメータを直接求めるのではなく、予め相対的な座標値が既知であるコントロールポイントを測定することにより、これらのパラメータを決定している。

2) カメラパラメータの決定

(付 1.6.a) (付 1.6.b)式において、カメラパラメータを適当にまとめ、XYZについて整理しながらU, Vについて解くと

$$U = \frac{A_1X + A_2Y + A_3Z + A_4}{C_1X + C_2Y + C_3Z + 1} \quad (\text{付 1.7.a})$$

$$V = \frac{B_1X + B_2Y + B_3Z + B_4}{C_1X + C_2Y + C_3Z + 1} \quad (\text{付 1.7.b})$$

となる。ここで、 A_1 から A_4 , B_1 から B_4 , C_1 から C_3 の11個の未知数はカメラパラメータに依存する定数である。そこで、この式を11個の未知数について整理すると、(付 1.8.a) および(付 1.8.b)式が得られる。

$$A_1X + A_2Y + A_3Z + A_4 - C_1XU - C_2YU - C_3ZU = U \quad (\text{付 1.8.a})$$

$$B_1X + B_2Y + B_3Z + B_4 - C_1XV - C_2YV - C_3ZV = V \quad (\text{付 1.8.b})$$

従って、これらの未知数を求めるためには、11本以上の連立方程式が必要となる。従って、6つの異なるコントロールポイントについて、2方向からの(U, V)座標値と既知のX, Y, Z座標値を用いて12本の連立方程式をたて、これらを計算することによりカメラパラメータを算出する。実際には、測定誤差の影響も考慮して6点以上のコントロールポイントについて校正し、最小二乗法により近似解を求める。

3) 3次元座標値の算出

上述のようにして求められたカメラパラメータを(付 1.8.a) (付 1.8.b)式に代入することにより、フィルム座標系と実空間座標系との関係を直接表す方程式が得られる。ここで、これらの式をX, Y, Zについて整理すると、次式が得られる。

$$(A_1 - C_1U)X + (A_2 - C_2U)Y + (A_3 - C_3U)Z = U - A_4 \quad (\text{付 1.9.a})$$

$$(B_1 - C_1 V)X + (B_2 - C_2 V)Y + (B_3 - C_3 V)Z = V - B_4 \quad (\text{付 1.9.b})$$

ここでの未知数は、 X 、 Y 、 Z の3個であるため、2方向からの(U 、 V)座標値を2組分代入することにより4本の方程式を得る。従って、これら4本の式を解くことにより、測定対象物の実空間上における3次元座標値を求めることが可能となる。

4) DLT法の性質

ここでは、多方向ビデオ撮影法ならびにDLT法の持つ性質について言及する。この手法における性質としては次に挙げるように「多元連立方程式の解法」に起因する性質、「ビデオなどによる光学的性質」に起因する性質の2つの大別される。そこで、これらの分類に従って、本測定手法の性質を述べる。

<多元連立方程式の解法に起因する性質>:

① コントロールポイントの数及び配置

上述の手順によって測定対象物の実空間上における3次元座標値が算出可能となるが、このDLT法は最終的に11元連立1次方程式に帰着されるため、一連の方程式はすべて独立であれば解は得られない。また、実際にはコントロールポイントを6点よりも多く測定し、未知数よりも方程式の数が多い場合の最小二乗法を用いて数値解を算出するため、各方程式が独立でないか、またはそれに近い状態の方程式が含まれる場合には得られた解の精度が低下する。

さらに、コントロールポイントの数十分であったとしても、それらの配置やカメラの光軸の方向によって独立性が失われることがあるため、次に挙げることもらについても配慮が必要である。まず、2台のカメラで撮影している際に、コントロールポイントが一方のカメラの光軸上に一列に並んだ場合は、その分だけ独立性が失われる。また、このような状況は起こり易いので、予めコントロールポイントを多く設定しておくことが大切である。

② カメラの配置

カメラの配置についても同様に、2台のカメラの光軸が平行または一致した場合、すなわち同一方向(0度)から撮影した場合と反対方向(180度)から撮影した場合も方程式の解は得られない。また、これに近い状況においても数値解の精度は極端に低下する。ここで、実用的な精度を持たせるためには、光軸の開き角は30度以上あれば良いとされているが、互いに直行するように光軸の配置をすることが理想である。

③ カメラの台数

また、連立方程式解法と独立性の観点からカメラ台数の増加は、(付1.9)式の本数を増加させ、精度の向上に繋がる。さらに、多方向からの撮影により、一部のカメラで死角に入っていた測定対象物も他のカメラでの撮影が可能となり、カメラ死角の減少に寄与するなどの利点がある。

<光学的性質>:

④ 測定空間

多方向ビデオ撮影法による運動測定は、その計測している測定空間の広さによって測定精度が変化する。従って、測定精度の向上のためには、撮影する空間を必要最小限にとどめ、画像フィルム上における測定点の分解能を上げる必要がある。また、コントロールポイントの配置もこの測定空間内に十分分散させて配置することが大切である。

⑤ レンズ収差

理想光学系においては実空間上の座標値とフィルム座標系上の座標値は一定の関係を保っている。しかし、一般のレンズを使用した場合は光軸からの距離に伴ってこの関係が崩れる性質がある。この誤差は収差といわれ、レンズの歪みすなわちレンズ収差に起因しており、多くの場合は樽型または糸巻き型に歪む傾向がある。従って、その測定に用いるレンズ収差に関する検討も十分行わなければならない。

＜その他の性質＞：

⑥ 同期性

運動測定を行う場合の絶対条件として、計算に用いるフィルム座標系の座標値（U，V）は同時刻のものを用いなくてはならない。従って、多方向からビデオ撮影を行っている場合には、これらすべてのカメラを同期させなくてはならない。通常は測定時にストロボやライトなどの発光体を撮影することにより同期信号を入れている。

付 1.2 DLT法の関節運動への応用

本研究では、関節運動の測定にエムテック社製の3次元運動解析システム（LAVIC MAS-3080 以下，LAVIC）を用いた。このシステムは先に述べたDLT法を応用したシステムであり、測定対象物のビデオ撮影と実空間上での3次元座標値への変換を同時に行う装置である。ここでは、このLAVICを用いた実験の手順を示すと共に、LAVIC から得られたマーカの3次元座標値から関節運動の算出方法を記述する。

＜測定手順＞

①ビデオマーカの設置

図 付1-2に示すように、測定対象となる骨にビデオ撮影用のマーカ固定した。また、各マーカはその3次元位置と姿勢が規定できるように、それぞれ鋼球製のマークポイントを3個ずつ有している。

②カメラの配置

試料となる関節を実験装置に固定し、関節の可動域に合わせてLAVIC 付属の CCD ビデオカメラを設置した。また、カメラの配置はDLT法の性質を考慮すると共に、あらゆる可動域において全てのカメラが同時にマークポイントを認識できるよう配慮を行った。

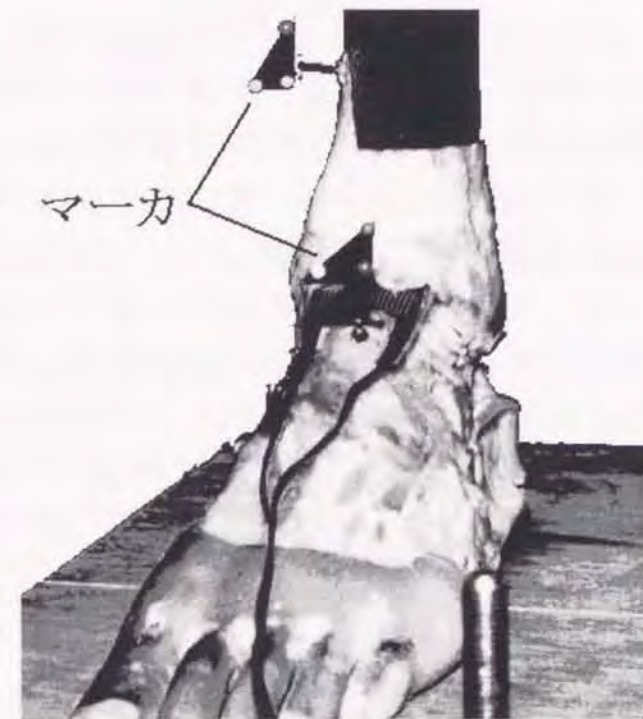


図 付1-2 ビデオマーカの設置

③カメラパラメータの決定

カメラパラメータを決定するために、測定空間内に配置したコントロールポイントを撮影する。ここで、決定されたカメラパラメータはカメラの配置（位置・姿勢）、光軸の向き、絞り、焦点距離などに関連するため、パラメータ決定後はこれらの設定値を変更してはならない。

④運動測定

対象となる関節運動を測定するために、各骨に設置したマーカを2台のカメラで同時に撮影する。ここで、LAVIC は同時に8チャンネルまでの測定が可能であるが、それ以上の測定点を有している場合にはチャンネルを変更して、同試技について再度測定を行った。また、2台のカメラと後述する圧力測定用のセンサとの同期をとるために、トリガスイッチにより同期信号を入れた。

<解析手順>

⑤マーカ座標系の算出

関節運動は関節を構成する骨の相対運動として捉えることができる。即ち、骨に固定した2つのマーカの相対運動を算出することになるが、LAVIC から得られる情報は、このマーカ上に添付された3点のマークポイント（鋼球）の3次元座標値である。従って、これらの座標値から関節運動の算出を行うためには、3点のマークポイントからマーカ座標系を規定し、さらに、このマーカの相対運動を求める必要がある。ここで、以下にマーカ座標系の算出方法を示す。

図 付1-3に示すように、マーカ上に添付した3点のマークポイントの内、2辺が直交する交点上にあるポイントを原点 P_1 とする。また、原点 P_1 から残りの2点 P_2, P_3 へ引いた直線上に直交する基ベクトル \vec{e}_1, \vec{e}_2 をとった。さらに、それぞれの基ベクトル \vec{e}_1, \vec{e}_2 に直交するように外積により \vec{e}_3 を求める。

⑥関節運動の算出

関節運動は各骨に固定されたマーカ座標系の相対運動として求めることが可能であることは先述した。ここで、⑤で算出されたマーカ座標系から関節運動の求め方について示す。

対象となる関節の近位側にある骨座標系を (R_a) 、遠位側にある骨座標系を (R_b) とし、それぞれ成分表示すると、

$$\text{近位側の骨座標系 } (R_a) = (1, x_a, y_a, z_a)$$

$$\text{遠位側の骨座標系 } (R_b) = (1, x_b, y_b, z_b)$$

また、 (R_a) から見た (R_b) への変換行列を $[M_{ab}]$ とすれば

$$(R_a) = [M_{ab}] (R_b) \quad (\text{付 1.10})$$

なる関係がある。ここで、(付 1.10)式は、3.2.3 節の(3.27)式において $[FT]$ を $[M_{ab}]$ と置き換えると全く同一であるため、変換行

列 $[M_{ab}]$ は (3.30) (3.31.a) から (3.31.f) によって与えられる。従って、関節運動を表す6つのパラメータについても同様に、式 (3.32) から (3.37) によって与えられる。

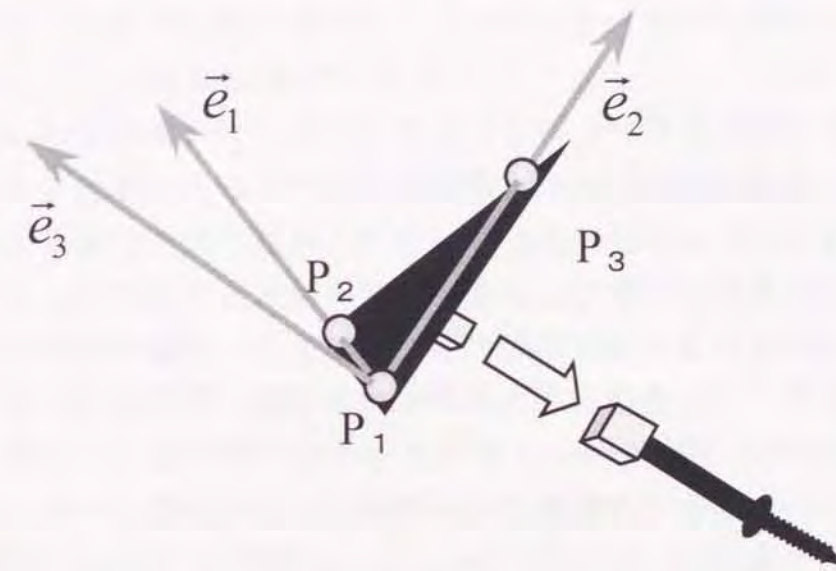


図 付1-3 マーカ座標系

付録 2

圧力測定システム

関節に作用する力学状態の変化は関節運動に変化をもたらす。従って、両者は密接な関係にあり、関節の機能評価を行う際には運動学的に検討を行うだけでなく力学的な検討も重要であり、これらの関連性についても考慮する必要がある。

関節の力学的検討方法は大別して計算力学的検討と実験的検討が挙げられ、計算力学的な検討方法としては有限要素法や剛体バネモデルまたは粘弾性モデルによる解析方法などがある。これらは、モデル解析であるためにモデルの作成方法や境界条件の設定に大きく影響を受け、条件設定によっては生体とは異なった結果を導き易い問題点を含んでいる。実験的手法としては、関節内に作用している圧力値を直接測定する方法や、関節に生じているひずみの測定を行う方法、関節モーメントを扱った研究の他、骨の配列すなわちアライメントから力学的荷重線を算出して検討する方法などがある。従来から、関節内部の圧力測定法として感圧フィルムを用いた研究が多く報告されてきたが、これらは圧力値の経時変化は測定不可能であるため静的条件下での実験にとどまっている。また、関節のひずみ測定に関する研究も関節表面に発生したひずみを測定しているために、関節内の状態を完全に把握することは不可能であった。

これらの問題点から、我々は関節の力学的検討方法として、感圧導電性ゴムを応用した圧力測定センサ（以下、圧力センサ）を用いた。この圧力センサは薄く、柔軟性を有する材料であり、経時的な圧力変化が測定できることから関節の接触圧力分布測定に適していると思われる。

そこで付録 2 では、圧力分布測定システムとして用いた圧力センサについてその構造、測定原理などを示す。

付 2.1 圧力センサの構造

一般に、高分子材料であるゴムは絶縁体であるが、これに炭素粒子や金属粉粒体などの導電材料を混入することにより、体積固有抵抗値が $0 \sim 10^{13} \Omega \text{ cm}$ 程度の導電性材料となる。これらは導電性ゴムと呼ばれ、薄膜かつ柔軟であり導電性を有することから、キーボード用接点材料として広く使用されている他、液晶表示盤とプリント基盤、IC 基盤等の接続用としても使用されている。また最近、圧力に応じて抵抗値が絶縁状態（数 $\text{M}\Omega$ 以上）から導通状態（数 Ω 以下）まで可逆的に変化する材料として、感圧導電ゴムが開発された。

感圧導電ゴムの通電機構を図 付 2-1 に示す。ゴム内部において導電材料は鎖状に混入しており、付加された荷重によりゴム素材の厚さが変化し、これに伴って隣り合う鎖状構造体が結合し電気抵抗が減少する。従って、感圧導電ゴムは加圧された部分のみが導電性を示し、他の部分は絶縁性を示す特徴を有している。また、感圧導電ゴムには、圧力を加えた瞬間に通電し、減圧に伴い絶縁性を示す ON-OFF 機能を有するタイプ（ON-OFF 機能型）と、付加した圧力に対して電気抵抗率が徐々に変化するタイプ（抵抗変化型）の 2 種類がある。本研究においては、抵抗変化型であるイナバゴム(株)社製「イナストマー」を用いて圧力測定センサを製作、使用した。これは厚さが 0.5mm と非常に薄く、柔軟であるために、関節内に挿入し接触圧力分布の測定に適している。図 付 2-2 に「イナストマー」の F-R 特性曲線を示す。

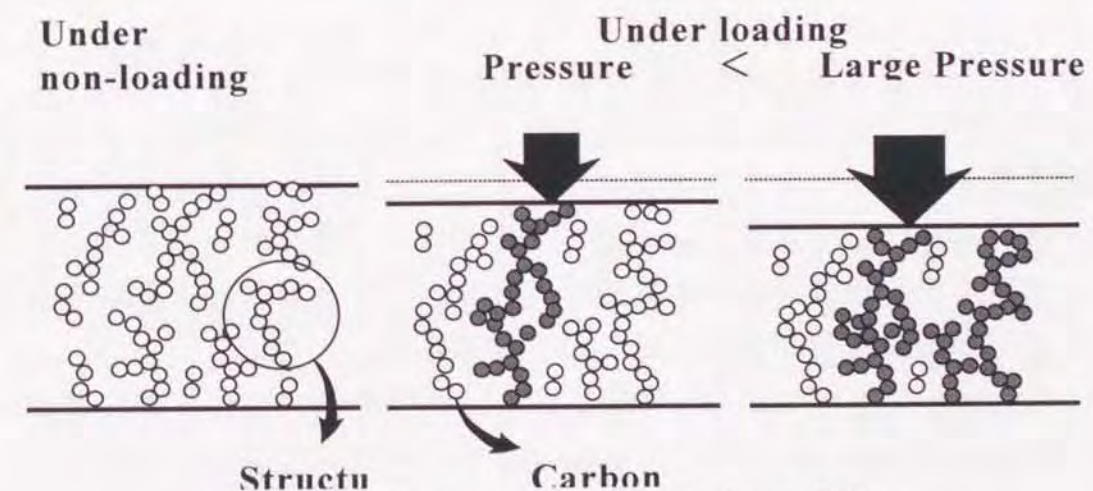


図 付 2-1 感圧導電ゴムの構造

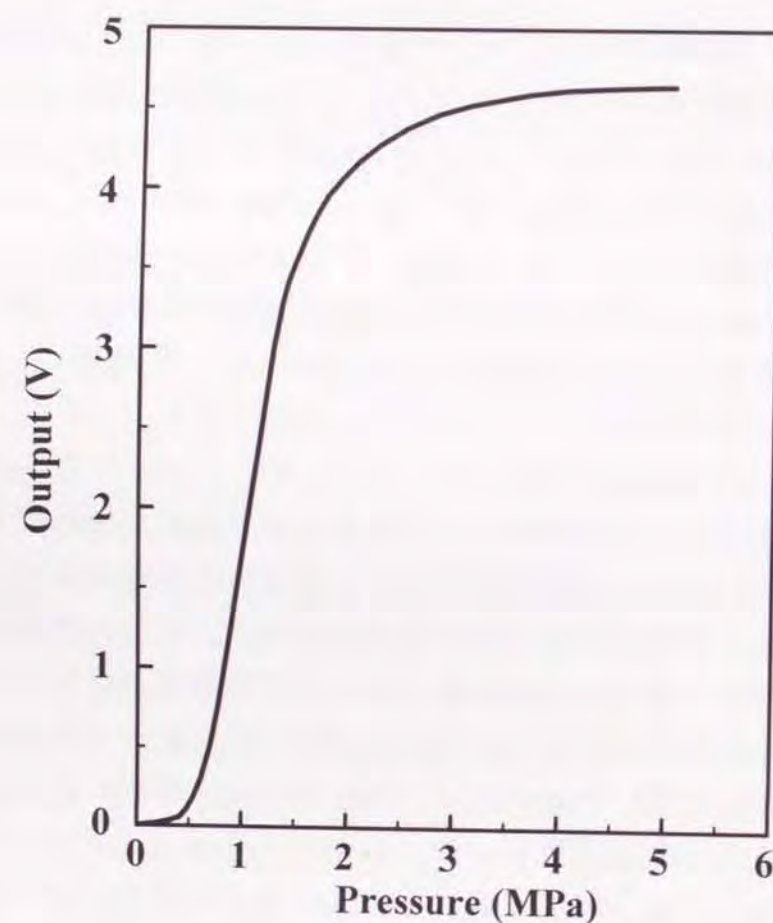


図 付2-2 感圧導電ゴムのF-R特性曲線

上述した感圧導電性ゴムを用いて圧力センサを作成した。ここで、この圧力センサは関節内に挿入し圧力測定を行うことから、関節内部は本来の生理的状況を変化させてしまう恐れがある。そこで、生理的状況を妨げないように、可能な限りセンサを薄くし、関節内摩擦係数の増加を防ぐように配慮をした。また、センサの関節内形状適合性を良好にするため、柔軟性を持たせると共に対象となる関節形状に合わせて作成した。

図 付2-3に圧力センサの構造を示す。感圧導電ゴムの両面にフィルム電極（厚さ：78 μ m、ピッチ：1.5mm）を互いに直交するように設置した。これにより、格子状に配列した電極の交点が全て圧力センサの測定点となる。

また、電極の外側をマスキングシート（厚さ：70 μ m）で覆うと共に、接着剤により血液などの封液処理を施した。

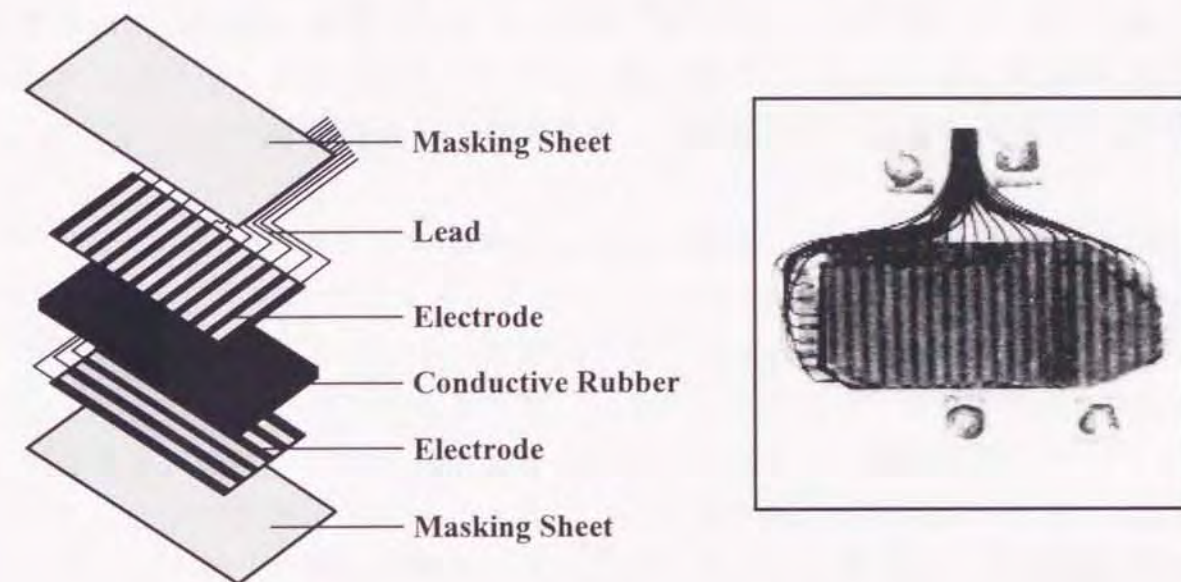


図 付2-3 圧力センサの構造

付2.2 圧力センサの測定原理

この節では圧力センサを用いた測定システムについて述べる。システムの概略としては、圧力センサの電極の一方に定電圧を付加し、他方の電極からの出力電流をA/Dコンバータを介してパーソナルコンピュータに取り込む仕組みとなっている。ここで、圧力センサ内の測定点が格子状に多点配列されているために、A/Dコンバータを介してパーソナルコンピュータに取り込む前の段階でマルチプレクサによる処理が必要となった。圧力センサ内の電源電極にマルチプレクサから1本ずつ順次電圧を付加させると同時に、直交配列する出力側の電極を順次スキャンさせることにより格子状に配列された測定点における全てのデータを取り込んだ。また、実際の測定に関与していない電極部分からの廻り込み電流の影響を排除するための配慮を施した。

圧力センサを実際の計測に用いる準備として、センサの校正実験を行った。

島津製作所製の万能試験機オートグラフ AG-25TD に専用金属パンチ(10mm, ϕ 110mm) を取り付け, 同径の柔軟なスポンジゴムで挟み込み, 圧力センサを圧縮試験し, この際に得られた各測定点の出力を校正値とした。

以上のような測定システムを用いることにより, 詳細な接触圧力分布の測定を可能とした。また, ここから得られるデータを解析することにより接触面積や接触圧力値などを連続値として算出することが可能である。

付録 3

下肢アライメント測定システム

付 3.1 3次元下肢アライメント

下肢に存在する骨の中で骨盤, 大腿骨, 脛骨, 距骨などの3次元的な配列や, 位置関係を下肢アライメントとして力学的に検討することは重要である。これらの下肢アライメントを考慮することにより骨や, 周囲に存在する筋肉に作用する応力を工学的に取り扱いことが可能となり, 臨床的にも応用が可能である。特に, 整形外科学分野の疾患については, 患部周辺に働いている応力などを力学的に捉えることにより, 疾患の原因解明が可能となる他, より良いリハビリ指導が可能となるなどアライメントを考慮する利点が多い。

膝関節の運動は下肢アライメントとは強いつながりを持っていると思われる。第3章では, 膝関節運動の評価方法について述べたが, ここでは, 下肢アライメントを評価するための測定方法について述べる。一般的な下肢アライメントの評価方法としては, 正面からの前額面X線画像を基に, 医師が大腿骨, 脛骨のそれぞれについて骨の長手方向の軸を直線に近似決定し, これらの直線のなす角度を分度器を用いて求めている。しかし, この方法による評価は, アライメントについての情報が2次元であるため, 実際の生体におけるアライメントとは異なった情報である。

そこで, 我々は実際に則した生体の3次元アライメント情報を得るために次に示す方法により測定・解析を行っている。図 付3-1に示すように2方向よりX線撮影を行い, これらの2次元画像を基に必要な情報を3次元的に再構築し解析を行っている(2方向X線撮影法および3次元構築法については付 3.2 において後述する。)。図 付3-1において右側の図は正面(0度)からの撮影風景であり, 左側に示した図は斜め前方(60度)からの撮影風景である。ここでは, 2方向X線撮影法は膝関節における2方向撮影法とは異なり, 正面(0度)と斜め前方(60度)の方向から撮影を行っている。本来ならば, これら2枚のレントゲン写真から被写体である骨のアライメントを3次元的に再構築するためには, 正面(0度)と側面(90度)

の2方向から撮影を行うことが数学的にも望ましいが、側方からの撮影時には、レントゲン写真上で左右の股関節が重複し左右の区別が困難となる。そこで、



斜め前方 (60 度)

正面 (0 度)

図 付 3-1 下肢の2方向X線撮影

左右の股関節を重複させないために、斜め前方の 60 度の方向から撮影を行った。また、撮影時には下肢骨格系のレントゲン画像が十分に得られるように、4 寸切りサイズ (251mm×302mm) のレントゲンフィルム3枚を挿入した長尺カセットを用いて撮影を行った。

このようにして得られたX線画像データは 3.5 節と同様にCRを介してパーソナルコンピュータに取り込み、ディスプレイ上で解剖学的に重要な点を入力した後、コンピュータ計算により3次元的な下肢アライメントの再構築を行った。また、下肢アライメントを評価するために、指標として用いられている Femoro - Tibial Angle (FTA), Mikulicz Line, など (2.2.4 章参照) を算出した。

付 3.2 2 方向X線撮影法

本研究では 3.5 節ならびに付録 3.1 節で示したように、下肢の情報を2方向X線撮影法を用いて3次元再構築し、評価を行っている。ここでは、この2方向X線撮影法による3次元再構築の手法について示す。

1) X線の光源の算出

ここでは、1枚のX線写真から撮影時のX線照射点である光源の算出方法を述べる。図 付 3-2 に示すように、X線写真のフィルムを入れるカセットフォルダケース上に基準となる座標系を規定する。また、X線が光源である点Oから照射され、2つの参照点 P_1 , P_2 の像がフィルム上に f_1 , f_2 として写ったとする。この時、これらの位置ベクトルを次のように表す。

$$\begin{aligned} \text{光源の点O} & : \vec{O} \\ \text{参照点 } P_1, P_2 & : \vec{P}_1, \vec{P}_2 \quad (\text{付 3.1}) \\ \text{フィルムへの像 } f_1, f_2 & : \vec{f}_1, \vec{f}_2 \end{aligned}$$

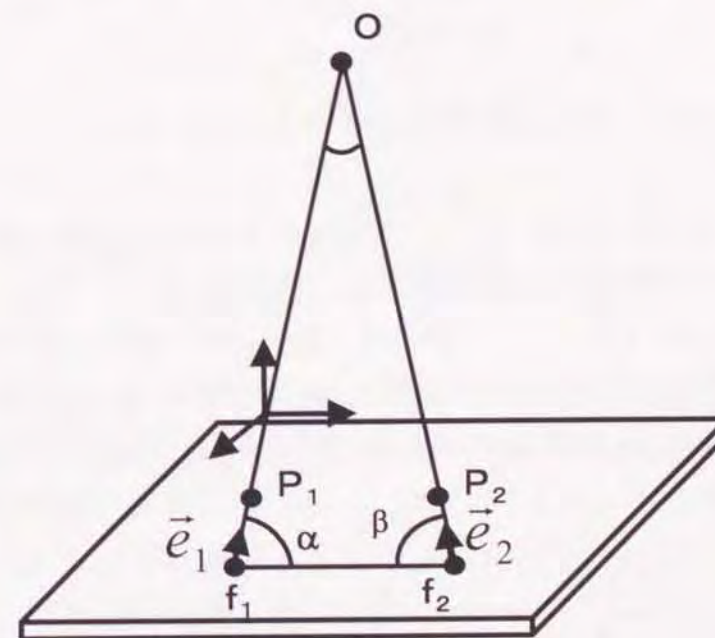


図 付 3-2 光源の算出

図 付 3-2 上の三角形 $O f_1 f_2$ において正弦定理が成り立つので、

$$\frac{|\vec{of}_1|}{\sin \beta} = \frac{|\vec{of}_2|}{\sin \alpha} = \frac{|f_1 \vec{f}_2|}{\sin \theta} \quad (\text{付 3.2})$$

である。ここで、ベクトルの大きさと単位方向ベクトルを用いて

$$|\vec{of}_1| = k_1 \vec{e}_1$$

$$|\vec{of}_2| = k_2 \vec{e}_2$$

とおけば、(4.2)式は

$$|\vec{of}_2| = \frac{|f_1 \vec{f}_2|}{\sin \theta} * \sin \alpha = k_2 \quad (\text{付 3.3})$$

となる。また、角 α に関して内積を考えて

$$\cos \alpha = \frac{(f_1 \vec{f}_2 * \vec{e}_1)}{|f_1 \vec{f}_2| |\vec{e}_1|} = \frac{(f_1 \vec{f}_2 * \vec{e}_1)}{|f_1 \vec{f}_2|} \quad (\text{付 3.4})$$

なので、これを用いて(4.3)式を書き直すと次式になる。

$$(k_2)^2 = \frac{|f_1 \vec{f}_2|^2}{\sin^2 \theta} \left\{ 1 - \frac{(f_1 \vec{f}_2 * \vec{e}_1)^2}{|f_1 \vec{f}_2|^2} \right\} \quad (\text{付 3.5})$$

よって、ベクトル of_2 の大きさ k_2 は

$$k_2 = \left\{ \frac{|f_1 \vec{f}_2|^2 - (f_1 \vec{f}_2 * \vec{e}_1)^2}{\sin^2 \theta} \right\}^{1/2} \quad (\text{付 3.6})$$

と求められる。また、同様にしてベクトル of_1 の大きさ k_1 は

$$k_1 = \left\{ \frac{|f_2 \vec{f}_1|^2 - (f_2 \vec{f}_1 * \vec{e}_2)^2}{\sin^2 \theta} \right\}^{1/2} \quad (\text{付 3.7})$$

と与えられる。ここで、2つの参照点のフィルムへの像 f_1, f_2 についてそれぞれ

$$\vec{O}_1 = \vec{f}_1 + k_1 \vec{e}_2 \quad (\text{付 3.8})$$

$$\vec{O}_2 = \vec{f}_2 + k_2 \vec{e}_2 \quad (\text{付 3.9})$$

が成り立つ。そこで、これらの平均をとって、X線の光源点 O は(付 3.6)から(付 3.9)式を次式(付 3.10)に代入することによって得られる。

$$\vec{O} = \frac{\vec{O}_1 + \vec{O}_2}{2} \quad (\text{付 3.10})$$

2) 参照点の3次元座標値の算出

ここでは、2方向X線撮影によって得られた画像から任意の参照点の3次元座標を算出する方法について示す。図 付 3-3 に示すように第1のX線光源である点 O_1 から照射されたX線により、参照点 P がフィルム面 A_1 上で点 P_1 に写り、同様に、第2のX線光源である点 O_2 から照射されたX線により、参照点 P がフィルム面 A_2 上で点 P_2 に写ったとする。これらに関する位置ベクトルをそれぞれ次のように表す。

$$\begin{array}{ll} \text{第1の光源点 } O_1 & : \vec{O}_1 \\ \text{第2の光源点 } O_2 & : \vec{O}_2 \end{array}$$

$$\begin{array}{ll}
 \text{参照点 } P & : \vec{P} \quad (\text{付 3.11}) \\
 O_1 \text{ による参照点 } P \text{ の像} & : \vec{P}_1 \\
 O_2 \text{ による参照点 } P \text{ の像} & : \vec{P}_2
 \end{array}$$

ここで，三角形 $O_1 O_2 P$ において正弦定理が成り立つので，

$$\frac{|\vec{o}_2 \vec{P}|}{\sin \beta} = \frac{|\vec{o}_1 \vec{P}|}{\sin \alpha} = \frac{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|}{\sin \theta} \quad (\text{付 3.12})$$

である．ここで，ベクトルの大きさと単位方向ベクトルを用いて

$$|\vec{o} \vec{P}_1| = k_1 \vec{e}_1$$

$$|\vec{o} \vec{P}_2| = k_2 \vec{e}_2$$

とおけば，

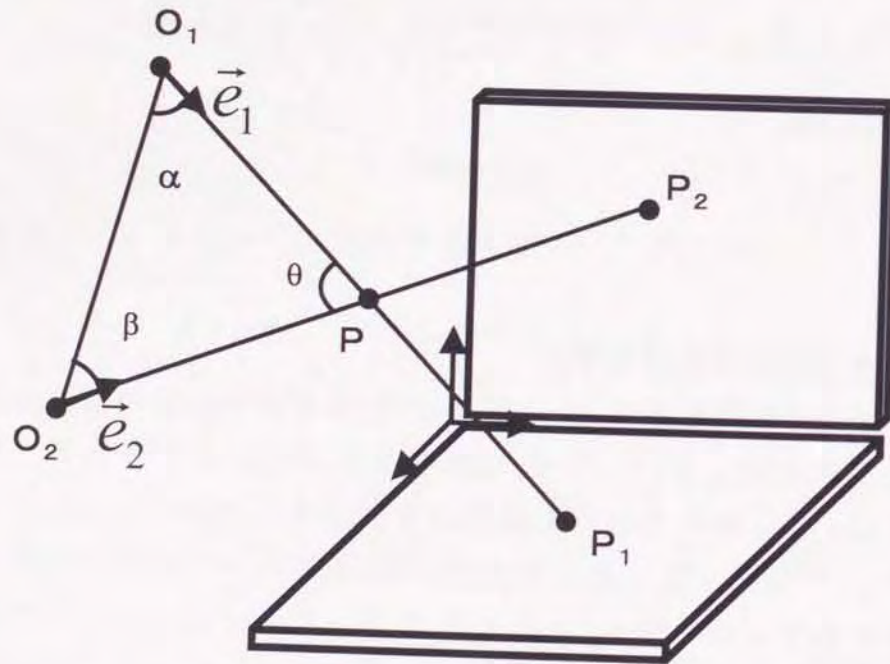


図 付 3-3 参照点の 3 次元座標値の算出

$$|\vec{o}_2 \vec{P}| = \frac{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|}{\sin \theta} * \sin \alpha = k_2 \quad (\text{付 3.13})$$

となる．また，角 α に関して内積を考えて

$$\cos \alpha = \frac{(\vec{o}_1 \vec{o}_2 * \vec{e}_1)}{|\vec{o}_1 \vec{o}_2| |\vec{e}_1|} = \frac{(\vec{o}_1 \vec{o}_2 * \vec{e}_1)}{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|} \quad (\text{付 3.14})$$

なので，これを用いて(付 3.13)式を書き直すと次式になる．

$$(k_2)^2 = \frac{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|^2}{\sin^2 \theta} \left\{ 1 - \frac{(\vec{o}_1 \vec{o}_2 * \vec{e}_1)^2}{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|^2} \right\} \quad (\text{付 3.15})$$

よって，ベクトル $\vec{o} \vec{f}_2$ の大きさ k_2 は

$$k_2 = \left\{ \frac{|\vec{o}_1 \vec{o}_2|^2 - (\vec{o}_1 \vec{o}_2 * \vec{e}_1)^2}{\sin^2 \theta} \right\}^{1/2} \quad (\text{付 3.16})$$

と求められる．また，同様にしてベクトル $\vec{o} \vec{f}_1$ の大きさ k_1 は

$$k_1 = \left\{ \frac{|\vec{o}_2 \vec{o}_1|^2 - (\vec{o}_2 \vec{o}_1 * \vec{e}_2)^2}{\sin^2 \theta} \right\}^{1/2} \quad (\text{付 3.17})$$

と与えられる．ここで，2つの参照点のフィルムへの像 P_1 ， P_2 についてそれぞれ

$$\bar{p}_1 = \bar{p}_1 + k_1 \bar{e}_2 \quad (\text{付 3.18})$$

$$\bar{p}_2 = \bar{p}_2 + k_2 \bar{e}_2 \quad (\text{付 3.19})$$

が成り立つ。そこで、これらの平均をとって、任意の参照点 P は(付 3.16)から(付 3.19)式を次式(付 3.20)に代入することによって得られる。

$$\bar{p} = \frac{\bar{p}_1 + \bar{p}_2}{2} \quad (\text{付 3.20})$$

3) 直線の算出

ここでは、2 方向 X 線撮影によって得られた画像から任意の直線の 3 次元座標を算出する方法について示す。図 付 3-4 に示すように第 1 の X 線光源である点 O_1 から照射された X 線によって直線 l がフィルム面 A_1 上で直線 l_1 に写り、同様に、第 2 の X 線光源である点 O_2 から照射された X 線により直線 l がフィルム面 A_2 上で直線 l_2 に写ったとする。また、直線 l 上の任意の点 P が点 O_1 および点 O_2 から照射された X 線により点 P_1 および点 P_2 に写ったとする。

さらに、直線 l_1 および点 P と点 O_1 を含む平面を π_1 、直線 l_2 および点 P と点 O_2 を含む平面を π_2 とし、それぞれの単位法線ベクトルを \bar{n}_1 および \bar{n}_2 とする。また、直線 l に直交し点 P と点 P_1 と通る平面を π_3 、この単位法線ベクトルを \bar{n}_3 とする。

第 1 の光源点 O_1	: \bar{O}_1
第 2 の光源点 O_2	: \bar{O}_2
参照点 P	: \bar{P}
O_1 による参照点 P の像	: \bar{P}_1
O_2 による参照点 P の像	: \bar{P}_2
直線 l の単位方向ベクトル	: \bar{l}

直線 l_1 の単位方向ベクトル	: \bar{l}_1
直線 l_2 の単位方向ベクトル	: \bar{l}_2
平面 π_1 の単位法線ベクトル	: \bar{n}_1
平面 π_2 の単位法線ベクトル	: \bar{n}_2
平面 π_3 の単位法線ベクトル	: \bar{n}_3

平面 π_1 の法線ベクトル \bar{n}_1 は直線 l と直線 $O_1 P_1$ に互いに垂直なのでこれらのベクトルの外積によって次のように求められる。

$$\bar{n}_1 = \frac{\bar{l}_1 \times (\bar{O}_1 - \bar{P}_1)}{|\bar{l}_1 \times (\bar{O}_1 - \bar{P}_1)|} \quad (\text{付 3.21})$$

同様に \bar{n}_2 は次のように求められる。

$$\bar{n}_2 = \frac{\bar{l}_2 \times (\bar{O}_2 - \bar{P}_2)}{|\bar{l}_2 \times (\bar{O}_2 - \bar{P}_2)|} \quad (\text{付 3.22})$$

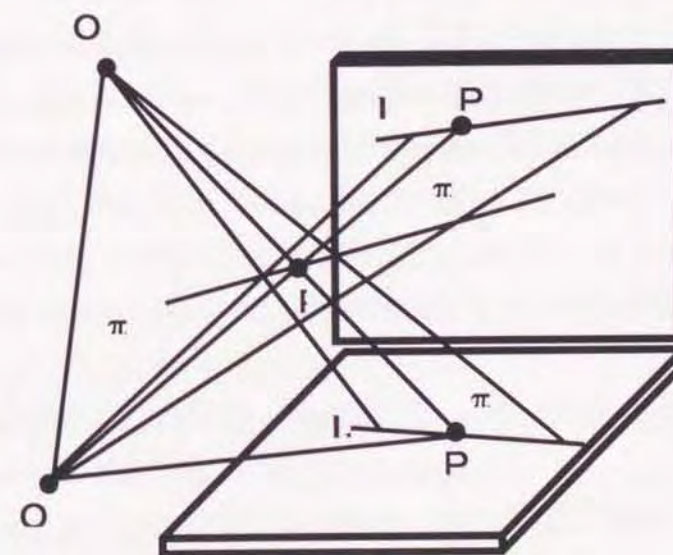


図 付 3-4 直線の算出

ここで、直線 l の方向ベクトル \vec{l} は \vec{n}_1 と \vec{n}_2 に直交するので、

$$\vec{l} = \vec{n}_1 \times \vec{n}_2 \quad (\text{付 3.23})$$

が成り立つ。また、平面 π_1, π_2, π_3 が点 P を通るので

$$\begin{aligned} (\vec{p} - \vec{p}_1) * \vec{n}_1 &= 0 \\ (\vec{p} - \vec{p}_2) * \vec{n}_2 &= 0 \\ (\vec{p} - \vec{p}_1) * \vec{l} &= 0 \end{aligned} \quad (\text{付 3.24})$$

が得られる。

この(4.24)式において各ベクトルの成分を用いて表すと、

$$\begin{aligned} n_{1x} * p_x + n_{1y} * p_y + n_{1z} * p_z &= (\vec{p}_1 * \vec{n}_1) \\ n_{2x} * p_x + n_{2y} * p_y + n_{2z} * p_z &= (\vec{p}_2 * \vec{n}_2) \quad (\text{付 3.25}) \\ l_x * p_x + l_y * p_y + l_z * p_z &= (\vec{p}_1 * \vec{l}) \end{aligned}$$

これらをガウスの消去法を用いて解くとベクトル \vec{l} の各成分が計算できる。
 以上より、求める直線の方程式は次式となる。

$$\vec{L} = \vec{P} + t\vec{l} \quad (\text{付 3.26})$$

参考文献

- 1) 廣谷速人；関節軟骨の損傷と修復，整形外科，第36巻，第5号，P.723-730，1985
- 2) 上里智美，乗松尋道，吉川朝昭，仲宗根 聡，濱崎直人，知念弘，茨木邦夫；脛骨中樞端部の骨塩量と骨形態およびその強度の相関性について，日本整形外科学会雑誌，第62巻，第7号，P.S592，1988
- 3) 小林千益，武井経憲；荷重下における膝関節の骨変形性について，日本整形外科学会雑誌，第62巻，第7号，P.S593，1988
- 4) 岩田 久；変形性膝関節症における軟骨の病態，整形外科 MOOK，No.29，P.17-30，1983
- 5) S.H.W.Buckingham, L.B.Jeffcott, G.A.Anderson, R.N.McCartney；In Vivo measurement of bone quality in the horse: estimates of precision for ultrasound velocity meremeasunt and single photon absorptiometry, Medical & Biological Engineering & Computing, January 1992, P.41-43
- 6) 長谷川清；変形性膝関節症における関節軟骨の形態学的変化，整形外科 MOOK，No.29，P.1-16，1983
- 7) 廣畑和志；変形性膝関節症の鑑別診断，整形外科 MOOK，No.29，P.31-43，1983
- 8) 小林郁雄；変形性膝関節の下肢アライメント，整形外科 MOOK，NO.29，P.78-88，1983
- 9) E.Y.Chao, R.K.Laughman, E.Schneider, R.N.Stauffer；Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking, Journal of biomechanics, Vol.16, No.3, P.219-233, 1983
- 10) S. Khodadadeh；Energy methods for the clinical monitoring of pathological gait, Gait & Posture, Vol.1, No.1, P.23-25, 1993
- 11) 池内秀隆，佐藤正視，加藤了三，山下 忠；床反力計による階段歩行の解析－平地歩行との比較－，日本機械学会シンポジウム講演論文集，No.940-59(H)，1994
- 12) 佐藤正視，池内秀隆，加藤了三，山下 忠；階段昇降時の床反力特性解析，バイオメカニズム，第12巻，P.231-240
- 13) 岡田英孝，河江通良，森丘保典，宮西智久，斉藤 望，古藤高良，浅野勝己；高齢者の跳躍動作における下肢関節のパワー発揮，バイオメカニズム，第12巻，P.85-95

- 14) Hidetaka OKADA, Michiyoshi AE, Yasunori MORIOKA, Tomohisa MIYANISHI, Nozomu SAITOH, Takayoshi KOTOH, Katsumi ASANO ; Power output of the lower limb joints in jumping for elder, バイオメカニズム, 第12巻, P.96
- 15) 河江通良, 大木昭一朗, 高松淳二; 垂直跳および着地動作によるパワー発揮の大きさと下肢関節の貢献度, バイオメカニズム, 第12巻, P.97-107
- 16) Marcus G. Pandy, Felix E. Zajac; Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping, Journal of Biomechanics Vol. 24, No. 1, pp. 1-10, 1991
- 17) 中土保; 歩行時の重心変位に関する研究, 中部整災誌, 36 (4): 890-902, 1993
- 18) 牛山幸彦, 篠田邦彦, 下平研二; バドミントン競技におけるハイバックハンドストロークの動作について, P.240-245
- 19) 中村精吾, 高木博史, 上小鶴正弘, 飯田勝, 坂田清, 森田定和, 古屋光太郎; VICON による歩行時の体重心の計測, 整形外科バイメカニクス, Vol.13, P.139-142, 1991
- 20) D.J.Winarski, J.R.Pearson; Analytical Description of Minimum Energy Expenditure Surfaces, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.110, P.386-391, 1988
- 21) 三浦望慶, 池上康男, 松井秀治; 部分及び合成重心係数を用いての座標測定方式による合成重心の算出, 体育の科学, 第23巻, 第8号, P.517-522, 1974
- 22) David A.Winter; Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task, Physical Therapy, Vol.72, No.1, 1992
- 23) 田川義彦, 山下 忠; 関節機能に制約のある二足歩行モデルの歩行特性と補償動作, バイオメカニズム, 第12巻, P.159-171
- 24) Christopher L. Vaughan, James G. Hoy, James G. Andrews; Close Loop Problems in Biomechanics. Part II -An Optimization Approach, Journal of Biomechanics Vol. 15, No. 3, pp. 201-210, 1982
- 25) Yildirim Hurmuzlu, Cagatay Basdogan; On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 116, pp. 30-36, 1994
- 26) F. M. L. Amirouche, M. Xie, A. Patawardhan; Optimization of the Contact Damping and Stiffness Coefficients to Minimize Human Body Vibration, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 116, 1994

- 27) H. K. Ramakrishnan, M. P. Kadaba; On the Estimation of Joint Kinematics During Gait, Journal of Biomechanics, Vol. 24, No. 10, pp. 969-977, 1991
- 28) K.Son, J.A.A.Miller, A.B.Schultz; The Mechanical Role of the Trunk and Lower Extremities in a Seated Weight-Moving Task in the Sagittal Plane, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.110, P.97-103, 1988
- 29) A.Crowe, P.Schiereck, R.de Boer, W.Keessen; Characterization of gait of young adult females by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction, Gait & Posture, Vol.1, No.1, P.61-68, 1992
- 30) Robert K.Jensen; Human morphology: Its role in the mechanics of movement, Journal of Biomechanics, Vol.26, No.1, P.81-94, 1993
- 31) Arne Lundberg, Ian Goldie, Bo Kalin, Goran Selvik; Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion, Foot & Ankle, Vol.9, No.4, P.194-200, 1989
- 32) P.Procter, J.P.Paul; ANKLE JOINT BIOMECHANICS, Journal of Biomechanics, Vol.15, No.9, P.627-634, 1982
- 33) Sorin Siegler, Jie Chen, C.D.Schneck; The Three-Dimensional Kinematics and Flexibility characteristics of the Human Ankle and Subtalar Joints—Part 1: Kinematics, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.110, No.2, P.364-373, 1988
- 34) Paul L.Ramsey, William Hamilton; Changes in Tibiotalar Area of Contact Caused by Lateral Talar Shift, The journal of bone and joint surgery, Vol.58-A, No.3, P.356-357, 1976
- 35) Jie Chen, Sorin Siegler, Chrson D.schneck; The Three-Dimensional Kinematics and Flexibility Characteristics of the Human Ankle and Subtalar Joint — Part 2: Flexibility Characteristics, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.110, P.374-385, 1988
- 36) A. J. Beaudoin, S. M. Fiore, W. R. Krause, R. S. Adelaar; Effect of Isolated Talocalcaneal Fusion on Contact in Ankle and Talonavicular Joints, Foot & Ankle, Vol. 12, No. 1, pp. 19-25, 1991
- 37) Victor W. Macko, Larry S. Matthews, Paul Zwirkoski, Steven A. Goldstein; The Joint-Contact Area of the Ankle, The Journal of Bone and Joint Surgery,

Vol. 73-A, No. 3, pp. 347-351, 1991

- 38) Helen L. Driscoll, Jeffrey C. Christensen, Allan F. Tencer; Contact Characteristics of the Ankle Joint, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 84, No. 10, pp. 491-498, 1994
- 39) Bruce J. Sangeorzan, Ulrich A. Wagner, Richard M. Harrington, Allan F. Tencer; Contact Characteristics of the Subtalar Joint: The Effect of Talar Neck Misalignment, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 10, No. 4, pp. 544-551, 1992
- 40) Mamori Kimizuka, Hisashi Kurosawa, Toru Fukubayashi; Load-bearing Pattern of the Ankle Joint, *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 96, pp. 45-49, 1980
- 41) Arthur J Ting, Richard R. Tarr, Augusto Sarmiento, Ken Wagner, Charles Resnick; The Role of Subtalar Motion and Ankle Contact Pressure Changes from Angular Deformities of the Tibia, *Foot & Ankle*, Vol. 7, No. 5, pp. 290-299, 1987
- 42) Jason H. Calhoun, M. Eng. Fan Li, Billy R. Ledbetter, Steven F. Viegas; A Comprehensive Study of Pressure Distribution in the Ankle Joint with Inversion and Eversion, *Foot & Ankle*, Vol. 15, No. 3, pp. 125-133, 1994
- 43) S.Siegler, Jie Chen, C.D.Schneck; The Effect of Damage to the Lateral Collateral Ligaments on the Mechanical Characteristics of the Ankle Joint—An In-Vitro Study, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.112, P.129-137, 1990
- 44) Joseph Mizrahi, Yair Ramot, Zev Susak; The Dynamics of the Subtalar Joint in Sudden Inversion of the Foot, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.112, P.9-14, 1990
- 45) Harold B. Kitaoka, Zong Ping Luo, Kai-Nan An; Analysis of Longitudinal Arch Supports in Stabilizing the Arch of the Foot, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Number 341, pp. 250-256, 1997
- 46) 山田憲政, 関岡康雄, 小林一敏, 宮下 憲, 金子靖仙; コンピュータを用いた3次元運動解析に関する基礎的研究, 筑波大学体育科学系紀要, 第10巻, P.167-175, 1987
- 47) 石井 卓, 古賀良生, 高橋美德, 寺島和浩, 原 利昭; 変形性膝関節症の歩

行解析, 整形外科バイオメカニクス, Vol.13, P.143, 1991

- 48) 寺島正二郎, 寺島和浩, 原利昭, 戸内英雄, 古賀良生, 大森豪; 6自由度電気角度計を用いた前十字靭帯損傷膝の動揺性の評価, 日本機械学会第70期通常総会, 1994
- 49) 寺島正二郎, 清水雅晴, 寺島和浩, 原利昭, 古賀良生, 佐々木孝善; 健常者における膝3次元運動解析, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, p379-382, vol.15, 1994
- 50) 寺島正二郎, 寺島和浩, 原利昭, 石井義則, 古賀良生; 中高年代健常者における膝3次元運動解析, 第30回計測自動制御学会東北支部, p65, 1994
- 51) 寺島和浩, 清水雅晴, 寺島正二郎, 原利昭, 古賀良生; 歩行時の3次元荷重線の推定, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, p369-374, vol.15, 1994
- 52) 古賀良生, 寺島和浩, 清水雅晴, 寺島正二郎, 原利昭; 3次元膝運動解析結果の評価法, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, p383-386, vol.15, 1994
- 53) 宮尾益尚, 大森豪, 石井卓, 古賀良生, 清水雅晴, 寺島正二郎, 原利昭; 高位脛骨骨切り術後の3次元膝運動変化, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, p403-406, vol.15, 1994
- 54) 生沢義輔, 大森豪, 石位卓, 古賀良生, 寺島正二郎, 寺島和浩, 原利昭; TKA後の膝関節3次元運動解析, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, p411-416, vol.15, 1994
- 55) 石井義則, 高橋栄明, 古賀良生, 寺島和浩, 寺島正二郎, 原利昭; 局所麻酔下 Intra-cortical K-wire 固定電気角度計による3次元膝運動解析, 第21回日本臨床バイオメカニクス学会, p112, 1994
- 56) Y.Ikezawa, Y.Ishii, Y.Koga, S.terashima, M.shimizu, K.terajima, and T.Hara; Three Dimensional Motion Analysis after TKA (The Effect of PCL Recection), *Second World Congress of Biomechanics*, p.351, 1994
- 57) 中曽根豊, 清水雅晴, 古賀良生, 寺島正二郎, 原利昭; CRを用いた下肢アライメントの3次元評価法の開発, 第8回日本整形外科学会基礎学術集会, p28, 1994
- 58) 清水雅晴, 中曽根豊, 古賀良生, 寺島正二郎, 原利昭; 下肢アライメントの3次元的评价法の臨床的意義, 第8回日本整形外科学会基礎学術集会, p28, 1994
- 59) 古賀良生, 寺島和浩, 寺島正二郎, 清水雅晴, 原利昭; 膝関節運動における Helical Axis の検討とその意義, 第8回日本整形外科学会基礎学術集会, p35,

1994

- 60) 藤原紘朗; X線像による下肢アライメントの研究, 日本整形外科学会雑誌, 第48巻, P.365-377, 1974
- 61) 木浦賀文; 下肢アライメントからみた変形性膝関節症に関するX線学的研究, 和歌山医学, 第35巻, 第3号, P.343-365, 1984
- 62) 森井孝道, 腰野富久, 岡本連三, 酒井直隆, 和田次郎, 後藤八郎, 斉藤 裕, 三橋孝之, 小沢直人; 変形性膝関節症の下肢アライメントにおける脛骨内反角と関節裂隙の狭小化, 日本整形外科学会雑誌, 第62巻, 第10号, P.S1324, 1988
- 63) 森下益多朗; 二次性股関節症における下肢アライメントに関するX線学的研究, 日本整形外科学会雑誌, 第63巻, 第9号, P.1047-1059, 1989
- 64) 千葉勝実; 日本人成人の下肢アライメントに関するX線学的検討, 福島医学雑誌, 第39巻, 第3号, P.375-398, 1989
- 65) 入谷 誠, 山崎 勉, 大野範夫, 山口光国, 内田俊彦, 扇谷浩文, 福井 勉; 足部の内外反が下肢アライメントに及ぼす影響, 理学療法学, 第16巻, 第5号, P.323-330, 1989
- 66) Robert W.W.Hsu, Shinkichi Himeno, Mark B.Coventry, Edmund Y. S. Chao; Normal Axial Alignment of Lower Extremity and Load-Bearing Distribution at the Knee, Clinical Orthopaedics and Related Research, No.255, P.215-227, 1990
- 67) 佐々木俊二, 岡 正孝, 河原史朗, 穴原克宏, 木浦賀文, 木下裕文, 星野 潤, 上好昭孝, 嶋 良宗; 変形性膝関節症における下肢アライメントについて(第8報) - 膝OAの成因に関する研究 -, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第29巻, 第5号, P.1879-1882
- 68) 佐々木俊二, 岡 正孝, 殿尾守弘, 木浦賀文, 木下裕文, 松浦伸一, 上好昭孝, 玉置哲也; 変形性膝関節症における下肢アライメントについて(第9報) - 膝関節変形の筋電図学的研究 -, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第31巻, 第2号, P.615-617
- 69) 川本一成, 岡田雄二, 真鍋英喜, 臼井 宏, 今井 望; 変形性膝関節症における下肢アライメントの分析, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第32巻, 第2号, P.645-647
- 70) 小林 晶; 4. 自然経過 - 下肢アライメントからみた成因と進行, 変形性膝関節症, P.71-8

- 71) 井出 博; 小児期下肢アライメントの経年変化に関するX線学的研究 - 下肢痛との関係について -, 日本整形外科学会雑誌, 第59巻, 第5号, P.533-544, 1985
- 72) 中村雅彦, 佐竹孝之, 鳥巢岳彦, 真角昭吾; 幼児期のO脚変形に関するX線学的検討, 日本整形外科学会雑誌, 第65巻, 第8号, P.517-526, 1991
- 73) Richard S.Laskin; Alignment of Total Knee Components, Orthopaedics, Vol.7, No.1, P.62-72, 1984
- 74) Robert S.Jeffery, Richard W.Morris, Robin A.Denham; Coronal alignment after total knee replacement, The journal of bone and joint surgery, Vol.73-B, No.5, P.709-714, 1991
- 75) 姫野信吉, 姫野礼吉, 姫野忠彦; 変形性膝関節症における三次元下肢アライメントの変化について, 整形・災害外科, 第23巻, 第12号, P.1530-1537, 1980
- 76) 姫野信吉, 姫野忠彦, 姫野礼吉; 三次元下肢アライメントから見た変形性膝関節症の病態について, 臨床整形外科, 第17巻, 第12号, P.1227-1234, 1982
- 77) 中井諒一, 神宮司誠也, 姫野信吉, 津村 弘; 変形性膝関節症に対するInter-locking wedge osteotomy - 前・後の三次元下肢アライメントの変化について, 整形外科と災害外科, 第32巻, 第4号, P.1058-1060, 1984
- 78) Fumiharu Yamashita, Kisaburo Sakakida; The Rotational Alignment of the Lower Limbs in Recurrent Dislocation of the Patella, 日外宝, 第57巻, 第3号, P.215-220, 1988
- 79) 浜田洋志; 2方向X線写真による下肢アライメントの研究, 順天堂医学, 第37巻, 第3号, P.436-447, 1991
- 80) 木下裕文, 岡 正孝, 河原史朗, 上好昭孝, 原田 基, 木浦賀文, 佐々木俊二, 星野 潤, 亀田浩司, 嶋 良宗; 変形性膝関節症における下肢アライメントについて - 第3報 -, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第28巻, 第2号, P.926-928
- 81) 広野正邦, 橋村正隆, 黒坂昌弘, 井口哲弘, 藤田直己, 廣畑和志, 岡田幸也; 正常下肢アライメントの計測, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第33巻, 第2号, P.693-695
- 82) 腰野富久; 変形性膝関節症に対する脛骨骨切り術の適応と限界, 整形外科MOOK, No.29, P.164-178, 1983
- 83) 平田宗興, 嶺 義信, 頼 功; 高位脛骨斜回旋骨切り術, 整形外科MOOK, No.29, P.179-187, 1983

- 84) 杉藤紘一, 丹羽滋朗; 水平回旋骨切り術—Horizontal rotation osteotomy—, 整形外科 MOOK, No.29, P.188-199, 1983
- 85) 小林 晶; 変形性膝関節症に対する高位脛骨骨切り術の問題点, 整形外科 MOOK, No.29, P.218-229, 1983
- 86) Mark B. Coventry, Duane M. Ilstrup, Steven L. Wallrichs; Proximal Tibial Osteotomy, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 75-A, No. 2, pp. 196-201, 1993
- 87) John N. Insall, Douglas M. Joseph, Charles Msika; High Tibial Osteotomy for Varus Gonarthrosis, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66-A, No. 7, pp. 1040-1048, 1984
- 88) Mark B. Coventry; Osteotomy of the Upper Portion of the Tibia for Degenerative Arthritis of the Knee, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 47-A, No. 5, pp. 984-991, 1995
- 89) J. P. Jackson, W. Waugh; Tibial Osteotomy for Osteoarthritis of the Knee, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 43B, No. 4, pp. 746-751, 1961
- 90) 加藤哲也; 人工膝関節手術の適応と諸問題, 整形外科 MOOK, No.29, P.230-247, 1983
- 91) 喜多 寛, 田中清介, 梁瀬義章, 糸数万正, 富原光雄, 宗円 聡; Kinematic rotating hinge 人工膝関節置換術の成績, 日本関節外科学会雑誌, 第7巻, 第3号, P.453-460, 1988
- 92) 井口哲弘, 黒坂昌弘, 廣畑和志; 蝶番型人工膝関節の手術手技とその適応, 臨床整形外科, 第25巻, 第1号, P.75-84, 1990
- 93) Hitoshi Shimagaki, Joan E. Bechtold, Robert E. Sherman, Ramon B. Gustilo; Stability of Initial Fixation of the Tibial Component in Cementless Total Knee Arthroplasty, Journal of Orthopaedic Research, Vol.8, No.1, P.64-71, 1990
- 94) 大野 修, 石川 斉; Hinge 型, Non-Hinge 型人工膝関節の比較, 整形外科 MOOK, No.61, P.148-152, 1991
- 95) 須田昭男, 三浦由太, 佐藤隆司, 石川 郎, 高木理彰, 小山内俊久; 腫瘍に適応された人工関節の治療成績, 日本整形外科学会雑誌, 第66巻, 第6号, P.5670, 1992
- 96) 丸岡 顕, 内田淳正, 斉藤正伸, 吉川英樹, 小野啓朗; 腫瘍用人工膝関節置

- 換術後のX線学的評価, 整形外科, 第43巻, 第2号, P.169-175, 1992
- 97) 原 利昭, 寺島和浩, 古賀良生; 人工関節膝の運動解析, 機械の研究, 第46巻, 第8号, P.823-830, 1994
- 98) 山室隆夫; 膝人工関節, 新臨床整形外科全書, 第10巻B, P.265-315
- 99) Russell E. Windsor, John N. Insall, Kelly G. Vince; Technical Considerations of Total Knee Arthroplasty after Proximal Tibial Osteotomy, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 70-A, No. 4, pp. 547-555, 1988
- 100) J. A. Rand, E. Y. S. Chao, R. N. Stauffer; Kinematic Rotating-Hinge Total Knee Arthroplasty, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 69-A, No. 4, April, pp.489-497, 1987
- 101) P. S Walker, R. Emerson, T. Potter, R. Scott, W. H. Thomas, R. H. Turner; The Kinematic Rotating Hinge: Biomechanics and Clinical Application, Symposium on Total Knee Arthroplasty, Orthopaedic Clinics of North America, Vol. 13, No. 1, January, pp.187-198, 1982
- 102) Yosinori Ishii, Kazuhiro Terajima, Shojiro Terashima, Joan E. Bechtold, Richard S. Laskin; Comparison of Joint Position Sense After Total Knee Arthroplasty, The Journal of Arthroplasty Vol. 12 No. 5, 541-545, 1997
- 103) Kjell G. Nilsson, Johan Karrholm, Leif Ekelund; Knee Motion in Total Knee Arthroplasty, Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 256, pp. 147-161, 1990
- 104) Kjell G. Nilsson, Johan Karrholm, Peter Gadegaard; Abnormal Kinematics of the Artificial Knee, Acta Orthop Scand, 62 (5) : 440-446, 1991
- 105) 梶川 究, 井上四郎, 大橋俊郎, 佐々木信幸, 佐々木博幸, 茨木和博; 被曝線量を減少させるための新しいX線テレビ装置について, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第24巻, 第3号, P.741-743
- 106) 成田信哉, 浅田莞爾, 吉田研二郎, 堀沢欣弘, 島津 晃, 玉田善雄, 小川 富, 広瀬 保; 大腿骨頭壊死の診断におけるMRI (Magnetic Resonance Imaging) の臨床応用について, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第28巻, 第4号, P.1709-
- 107) 斉藤泰則, 井上四郎, 大橋俊郎, 梶川 究, 佐々木博幸, 多田道彦, 小口光昭; FCR (Fuji computed radiography) のX線被曝量の低減と整形外科における臨床応用について, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第28巻, 第4号,

P.1707-1709

- 108) 松浦良光, 保田龍男, 徳田哲夫, 笹野雄助, 原由雄; FCR (Fuji Computed Radiography) の使用経験, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第29巻, 第5号, P.2278-2280
- 109) 井上四郎, 斉藤泰則, 大橋俊郎, 梶川 究, 佐々木博幸, 多田道彦, 小口光昭; FCR (Fuji computed radiography) の臨床経験と今後の展望, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第29巻, 第5号, P.2281-2283
- 110) 土屋弘行, 富田勝朗, 沼田仁成, 下崎英二, 青竹康雄; 骨軟部腫瘍における FCR (Fuji computed radiography) の有用性, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第29巻, 第5号, P.2283-2286
- 111) 森本忠信, 小川孝恵, 波多野 泉, 児島 新, 山下英明, 井土 昇, 東 吉明; X線電子写真 (KIP方式) の整形外科領域における有用性について, 中部日本整形外科災害外科学会雑誌, 第29巻, 第5号, P.2286-
- 112) 片山 仁, 住 幸治; 各種画像検査の特徴, 図説整形外科診断治療講座, 第2巻・整形外科の画像診断, P.2-7
- 113) 立石哲也, 本間一弘; MRIの基礎, 図説整形外科診断治療講座, 第2巻・整形外科の画像診断, P.22-27
- 114) 井上四郎; FCRの可能性の限界と読影の注意点, P.258-262
- 115) 勝呂 徹, 守屋秀繁, 西山秀木, 土屋明弘, 小野崎 晃; 変形性膝関節症に対するHTOとTKAの術後成績の比較, 日本整形外科学会雑誌, 第62巻, 第10号, P.S1325, 1988
- 116) 土田隆政, 安田和則, 青木喜満, 大関 寛, 平岡正毅, 原 理恵子; 脛骨高位骨切り術後10年以上経過した変形性膝関節症患者における術後下肢alignmentの変化, 北海道整形災害外科雑誌, 第33巻, 第2号, P.17-23
- 117) 徳広 聡, 宮津 誠, 小野寺信夫; 高位脛骨骨切り術における至適下肢アライメントについて, 北海道整形災害外科雑誌, 第35巻, 第1号, P.65-71
- 118) E.S.Grood, W.J.Suntay; A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.105, P.136-144, 1983
- 119) G.R.Pennock, K.J.Clark; An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee, Journal of Biomechanics, Vol.23, No.12, P.1209-1218, 1990

- 120) 玉木 保, 梅崎栄作, 山縣正庸, 井上駿一, 高橋和久, 山口清直; 二方向同時X線撮影によるせき柱形状解析 (せきつい骨回転の三次元的きょう正角の計算), 日本機械学会論文集 (A編), 第51巻, 第465号, P.1375-1384, 1985
- 121) 玉木 保, 梅崎栄作, 山縣正庸, 井上駿一, 山口清直, 高橋和久; 二方向同時X線撮影による大たい骨形状解析 (グラフィック表示と前ねん角およびけい体角の計算), 日本機械学会論文集 (A編), 第51巻, 第467号, P.1702-1709, 1985
- 122) H.J.Woltring, R.Huiskes, A.de Lange; Finite centroid nad helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics, Journal of biomechanics, Vol.18, No.5, P.379-389, 1985
- 123) Richard Shiavi, Thomas Limbird, Mardy Frazer, Keith Stivers, Alvin Strauss, Jay Abramovitz; Helical motion analysis of the knee-1. Methodology for studying kinematics during locomotion, Journal of biomechanics, Vol.20, No.5, P.459-469, 1987
- 124) L.Blankevoort, R.Huiskes, A.de Lange; Helical axes of passive knee joint motions, Journal of biomechanics, Vol.23, No.12, P.1219-1229, 1990
- 125) S.J.Kirstukas, J.L.Lewis, A.G.Erdman; 6R Instrumented Spatial Linkages for Anatomical Joint Motion Measurement - Part 1: Design, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.114, P.92-100, 1992
- 126) S.J.Kirstukas, J.L.Lewis, A.G.Erdman; 6R Instrumented Spatial Linkages for Anatomical Joint Motion Measurement- Part 2: Calibration, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.114, P.101-109, 1992
- 127) 佐藤 誠; バーチャルリアリティの要素技術2, 可視化情報, Vol.14, No.53, P.53-59, 1994
- 128) 森本正治, 山下 保; 導電性ゴム方式2軸型フレキシブル関節角度計の開発, バイオメカニズム, 第12巻, P.223-230
- 129) Verne T.Inman, Henry J.Ralston, Frank Tokk; Human walking, 1981
- 130) 江原義弘, 田中 繁, 山崎信寿, 大橋正洋, 窪田俊夫, 宮崎信次, 山本澄子, 岩倉博光; 歩行分析における関節モーメントー基礎と応用ー, 第2回臨床歩行分析セミナー・テキスト, P.1-78, 1989
- 131) Maremi Abe, Harumi Morishita, Toshiaki Suzuki; Development of quadrupedal walking, バイオメカニズム, 第12巻, P.135

- 132) Johan Isacson, Lennart Gransberg, Evert Knutsson; Three-dimensional electrogoniometric gait recording, *Journal of biomechanics*, Vol.19, No.8, P.627-635, 1986
- 133) M.P.Kadaba, H.K.Ramakrishnan, M.E.Wooten; Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.8, No.3, P.383-392, 1990
- 134) T. P. Andriacchi, G. B. J. Andersson, R. W. Fermier, D. Stern, J. O. Galante; A Study of Lower-Limb Mechanics During Stair-Climbing, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 62-A, No. 5, pp.749-757, 1980
- 135) Yuancheng Jian, D.A.Winter, M.G.Ishac, L.Gilchrist; Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait, *Gait & Posture*, Vol.1, No.1, P.9-22, 1993
- 136) Merissa G. Hoy, Felix E. Zajac, Michael E. Gordon; A Muscul Model of The Human Lower Extremity: the Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on the Moment-Angle Relationship of Musculotendon Actuators at the Hip, Knee, and Ankle, *Journal of Biomechanics* Vol. 23, No. 2, pp. 157-169, 1990
- 137) Francisco Sepulveda, Derek M.Wells, Christopher L.Vaughan; A Neural Network Representation of Electromyography and Joint Dynamics in Human Gait, *Journal of Biomechanics*, Vol.26, No.2, P.101-109, 1993
- 138) 仁賀定雄; ACL不全膝の動態分析—passive motion と active motion—, *東京膝関節学会雑誌*, 第9巻, P.228-233, 1988
- 139) 南出正順, 守屋秀繁, 園田昌毅, 高橋和久, 山縣正庸, 嶋田 裕; 腸脛靱帯による再建前十字靱帯の形成に関する実験的研究—組織学的・力学的検討—, *日本整形外科学会雑誌*, 第66巻, 第8号, P.S1342, 1992
- 140) 本庄 宏司; 膝関節前後動揺の定量化と前十字靱帯断裂の診断および再建術後の評価に関する研究 (第I部), *中部整災誌*, 35 (3): 601-612, 1992
- 141) 本庄 宏司; 膝関節前後動揺の定量化と前十字靱帯断裂の診断および再建術後の評価に関する研究 (第II部), *中部整災誌*, 35 (3): 613-621, 1992
- 142) 河村廣幸, 内田淳正, 米田稔彦, 倉都滋之, 林 義孝, 廣島和夫; 悪性腫瘍による広域切除後腫瘍用人工膝関節置換患者の歩行解析, *総合リハビリテーション*, 第18巻, 第10号, P.799-804, 1990
- 143) Joseph R.Cass, Bernard F.Morrey, Edmund Y.S.Chao; Three-Dimensional

- Kinematics of Ankle Instability Following Serial Sectioning of Lateral Collateral Ligaments, *Foot & Ankle*, Vol.5, No.3, P.142-149, 1984
- 144) P.L.Weiss, R.E.Kearney, I.W.Hunter; Position Dependence of Ankle Joint Dynamics—1: Passive Mechanics, *Journal of Biomechanics*, Vol.19, No.9, P.727-735, 1986
- 145) Jack R.Engsberg; A Biomechanical Analysis of the Tarocalcaneal Joint in Vitro, *Journal of Biomechanics*, Vol.20, No.4, P.429-442, 1987
- 146) 松坂誠鷹, 乗松敏晴, 藤田雅章, 寺本 司, 大城昌平, 平野英二; 足関節外側副靱帯損傷に対する内反制動装置の使用経験, *日本整形外科学会雑誌*, 第64巻, 第2・3号, P.S238, 1990
- 147) 杉本和也, 熊井 司, 田中康仁, 中山正一朗, 青木 孝, 北田 力, 高倉義典, 玉井 進, 側関節外側副靱帯損傷の手術治療—踵腓靱帯の処置について—, *日本整形外科学会雑誌*, 第64巻, 第2・3号, P.S239, 1990
- 148) 高倉義典; 足関節靱帯損傷の診断と治療, *日本整形外科学会雑誌*, 第64巻, 第2・3号, P.S476, 1990
- 149) M.Areblad, B.M.Nigg, J.Ekstrand, K.O.Olsson, H.Ekstrom; Three-Dimensional Measurement of Rearfoot Motion During Running, *Journal of Biomechanics*, Vol.23, No.9, P.933-940, 1990
- 150) 星野 達, 井口 傑, 宇佐見則夫, 平石英一, 橋本健史, 宮永将毅, 六馬信之; 歩行時における足の横アーチの計測—第一報—荷重による横アーチの形状変化について—, *整形外科バイオメカニクス*, Vol.13, P.131-134, 1991
- 151) Olli Korkala, Pekka Tanskanen, Jorma Makijarvi, Tuomas Sorvali, Matti Ylikoski, Jussi Haapala; Long-Term Results of the Evans Procedure for Lateral Instability of the Ankle, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.73-B, No.1, P.96-99, 1991
- 152) 多賀一郎, 史野根生, 井上雅裕, 中田 研, 前田 朗, 小野啓朗; 外側靱帯切離による足関節前後不安定性の増大—足関節不安定性測定装置による計測—, *日本整形外科学会雑誌*, 第66巻, 第8号, P.S1343, 1992
- 153) Jon Karlsson, Olle Lansinger; Lateral Instability of the Ankle Joint, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No.276, P.253-261, 1992
- 154) Richard Lofvenberg, Johan Karrholm; The influence of an ankle orthosis on the talar and calcaneal motions in chronic lateral instability of the

- ankle, American Journal of Sports Medicine, Vol.21, No.2, P.224-230, 1993
- 155) Joan E. Bechtold, Stephen H. Powless; The Application of Computer Graphics in Foot and Ankle Surgical Planning and Reconstruction, Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, Vol.10, No.3, pp.551-562, 1993
- 156) Sylvia M. Metz-Schimmerl, Gulab Bhatia, Michael W. Vannier; Visualization and Quantitative Analysis of Talocrural Joint Kinematics, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 18, No. 6, pp. 443-448, 1994
- 157) C.W. Spoor, J.L. Van Leeuwen, C.G.M. Meskers, A.F. Titulaer, A. Huson; Estimation of Instantaneous Moment arms of Lower-Leg Muscles, Journal of Biomechanics, Vol.23, No.12, P.1247-1259, 1990
- 158) J.C. Lotz, E.J. Cheal, W.C. Hayes; Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part 1—Linear Analysis, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.113, P.353-355, 1991
- 159) C.A. McLean, A.M. Ahmed; Design and Development of an Unconstrained Dynamic Knee Simulator, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.115, P.144-148, 1993
- 160) Eiji Itoi, David K. Kuechle, Stephen R. Newman, Bernard F. Morrey, Kai-Nan An; Stabilising Function of the Biceps in Stable and Unstable Shoulders, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.78-B, No.4, pp.546-550, 1993
- 161) J.L. Pavlovic, S.J. Kirstukas, H. Touchi, J.E. Bechtold, R.B. Gustilo; Dynamic Simulation Machine for Measurement of Knee Mechanics and Intra-Articular Pressures, American Society of Mechanical Engineers, Nov. 1994
- 162) 赤津 昇, 武井 経憲, 清野 良文; 人工骨頭置換に転子下骨切りを必要とした脱臼性股関節症の3例, 臨床整形外科学学会誌, 30巻, 6号, 719-723, 1995
- 163) Hidejiro Fuku; Cementless Hip Prosthesis Design: A Basic Study and Analysis of the Proximal Femur in Normal Japanese People, 日本整形外科学学会誌, 68, 763-773, 1994
- 164) Sigeru Yanagimoto; Basic Study of Cementless Hip Prosthesis Design - Analysis of Proximal Femur in Japanese Patients with Osteoarthritis of the Hip-, 日本整形外科学学会誌, 65, 731-774, 1991
- 165) Yosataka Tanaka; Gait Analysis of Patients with Osteoarthritis of the Hip

- and Those with Total Hip Arthroplasty, 日本整形外科学学会誌, 67, 1001-1013, 1993
- 166) K. Mabuchi, H. Fujie; Use of Rodotics Technology to Measure Friction in Animal Joints, Clinical Biomechanics Vol. 11, No. 3, pp. 121-125, 1996
- 167) F. Schuind, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, K. N. An, E. Y. S. Chao; Force and Pressure Transmission through the Normal Wrist. A Theoretical Two-Dimensional Study in the Posteroanterior Plane, Journal of Biomechanics, Vol. 28, No. 5, pp. 587-601, 1995
- 168) Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer III HJ, Kalenak A: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. J Biomech 25:347-357, 1992
- 169) Nilsson KG, Karrholm J, Ekelund L: Knee motion in total knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis of the kinematics of the Tricon M knee prosthesis. Clin Orthop 256:147-161, 1990
- 170) Nilsson KG, Karrholm J, Gadegaard P: Abnormal kinematics of the artificial knee. Roentgen stereophotometric analysis of 10 Miller-Galante and five New Jersey LCS knees. Acta Orthop Scand 62:440-446, 1991
- 171) L'Insalata JC, Laskin RS, Bono J, Ganz SB: A prospective randomized comparison of posterior cruciate ligament retaining and posterior stabilized total knee arthroplasty. Orthop Trans 19:450, 1995
- 172) Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG, Bentley G: Proprioception after knee arthroplasty. Clin Orthop 297:182, 1993
- 173) Grigg P, Finerman G, Riley LH: Joint position sense after total hip replacement. J Bone Joint Surg 55A:1016, 1973
- 174) Karanjia PN, Ferguson JH: Passive joint position sense after total hip replacement surgery. Ann Neurol 13:654, 1983
- 175) 岩田清二; 膝変形における荷重相の光弾性実験的研究, 日本整形外科学学会誌, 第45巻, 第7号, P.491-502, 1971
- 176) Joo-Chul Ihn, Myun-Whan Ahn, Dae-Mang Kim: Photoelastic Analysis of Stress Distribution on the Tibiofemoral Joint After Meniscectomy. Orthopedic Surgery in Korea, 1445-1450, 1992
- 177) 鳴嶋真人; 足関節および中後足部における骨梁構造の三次元光弾性実験より

- みた生体力学的考察, 中部整災誌, 27(3):1080-1099, 1984
- 178) 野口耕司, 赤司浩二郎, 渡辺良, 山野慶樹; 頸椎々体固定術についての三次元光弾性実験, 255-259,
- 179) 新井永実, 松本学, 高岩均, 根来秀明, 円尾宗司, 中野謙吾; 腰椎後方要素の応力状態の解析, 261-265,
- 180) 赤司浩二郎, 野口耕司, 渡辺良, 山野慶樹; 光弾性応力凍結法による頸椎三次元モデルの力学的研究, 127-130
- 181) Good L. Beynnon, Gottlieb DJ, et. al.; Joint Position Sense is not Changed after ACL Disruption, Trans Orthop, Res, Soc, 20: 95, 1995
- 182) Barrett DS, Cobb AG, Bently G; Joint Proprioception in Normal Osteoarthritic and replaced Knees, J. Bone Joint Surgery, 73B: 53, 1991
- 183) Cash RM, Gonzales M, Garst J, et. al.; Properiception thresholds in PCL Retaining vs Substituting Total Knee Arthroplasties, p41. The Knee Society, American Association of Hip and Knee Surgens Combined Special Day Meeting Programs, 1996

謝辞

本研究の遂行から公私にわたり、懇切丁寧な御指導と多大な御助言を頂いた主指導教官の原利昭教授に深く感謝申し上げます。また、親身なる御教示を頂きました一宮亮一教授、高野英資教授、長谷川富市教授、谷藤克也教授および田辺裕治助教授に深く感謝致します。

さらに、新潟こばり病院整形外科部長の古賀良生氏、石井クリニック院長の石井義則氏、新潟大学医学部整形外科学教室医局長の大森豪氏、戸内英雄氏、関敬弘氏、生沢義輔氏、堀田哲夫氏、猫山宮尾病院院長の宮尾益尚氏に多大な御指導、御助言等を頂きました。また、新潟こばり病院放射線科の佐々木孝善氏をはじめとする技師の方々、新潟大学医学部および厚生連佐渡病院の放射線科技師の方々、ならびにボランティアや患者の方々には惜しめない御協力を頂きました。ここに、厚く御礼を申し上げます。

学部生時代より研究の御指導を頂いた新潟工業短期大学の坂本信助教授、材料力学研究室の宮島雅博氏、新潟工科大学の中嶋新一教授、また、公私共にお世話になった新潟大学寺島和浩助教授に深く謝意を示します。さらに、中部昇氏、清水雅晴氏、長崎浩爾氏、近藤浩史氏、福島悟氏、田代貴晴氏、川上健作氏をはじめとする研究室の皆様の御指導と御協力に深くお礼を申し上げます。

今日まで、惜しめない生活支援と精神的援助を与えてくれた両親と妻に感謝の意を示して本論文の結びと致します。