

# 人体関節診断用 3 次元計測システムの開発

大村 功, 長尾 信一, 波 通隆, 堤 大祐  
倉 秀治\*, 小原 昇\*, 宮野 須一\*, 佐々木鉄人\*

## Development of Medical 3-D Position Measurement System for the Joint of Human Body

Isao OHMURA, Shinichi NAGAO, Michitaka NAMI, Daisuke TSUTSUMI  
Hideji KURA\*, Noboru OBARA\*, Suichi MIYANO\*, Tetsuto SASAKI\*

### 抄 録

精度の高い診断用データをリアルタイムに提供することを目的として、人体関節を対象とした高精度な 3 次元動作計測システムを開発した。本システムは特に膝関節を対象とし、2 台の PSD カメラを用いたステレオ視計測により従来得られなかった膝蓋骨の 3 次元動作の計測を可能とした。これにより従来の方法では困難だった詳細な関節の動きの評価が可能となり、より高度な診断情報の提供が可能となった。

### 1. はじめに

近年、計測技術の発達にともない、医療診断の分野においても高度な計測技術を応用した機器が開発され、利用されるようになった。その結果として、新たな診断法、治療法の展開など、医療技術の高度化が促進されている。また、受診者にとっても、信頼性が高く客観的な診断データが比較的簡単に得られることは、診察における物理的・心理的負担が軽減されることになる。

関節の診断においては、現在、その動きを詳細に評価する方法がなく、X 線写真上での目視による診断が一般的となっている。しかし、X 線写真による評価では、2 次元の静的な位置関係しか得られず、精度においても不十分である。そのため、関節を対象とした 3 次元の動きのリアルタイムでの計測、データ処理、評価が望まれてい

る。特に膝関節では、現在、膝蓋骨の動きを直接評価する方法はなく、膝蓋骨の動きを詳細に計測することが個々の症例に適した治療方法を選択するための重要な情報になると考えられる。

このことから本研究では、精度の高い診断用データをリアルタイムに提供することを目的として、人体関節、特に膝関節を対象とした診断用 3 次元動作計測システムの開発を行った。また、開発したシステムを用いて、実際に生体膝関節の計測実験を行い、その有効性の検証を行った。

### 2. 計測方法

#### 2.1 3 次元計測

3 次元位置を計測する方法として最も基本的な方法は三角測量によるものである。この方法は計測対象のポイントを別の 2 地点から観測し、観測された方向および観

\*札幌医科大学整形外科

測地点間の距離から計測ポイントの位置を算出するものである。この方法を拡張して、人間の両眼視と同様に2台のビデオカメラでステレオ視する方法によっても、3次元計測が可能となる。しかし、このような3次元計測は複雑で時間のかかる処理を必要とするため、実際の計測では対象物にマーカを付けるなど、処理の軽減を図る方法が採られる。

本研究では3次元計測における処理の高速化を図るため、カメラとしてPSD (Position Sensitive Detector。半導体位置検出素子。以下PSDと呼ぶ)カメラを採用し、対象物に発光ダイオード (以下LED) を利用した計測用マーカを固定して計測する方法を採った。この方法により、画像処理などの煩雑な処理を大幅に低減し、ビデオカメラを利用する場合に比較して高速で、しかも高精度な計測を実現した。

## 2.2 計測用マーカ

膝関節は、図1に示すように大腿骨と下腿骨および膝蓋骨から構成され、その周囲は皮膚、筋肉、脂肪層等により覆われている。特に膝蓋骨は形状も小さく、外部からその動きを計測することは困難である。

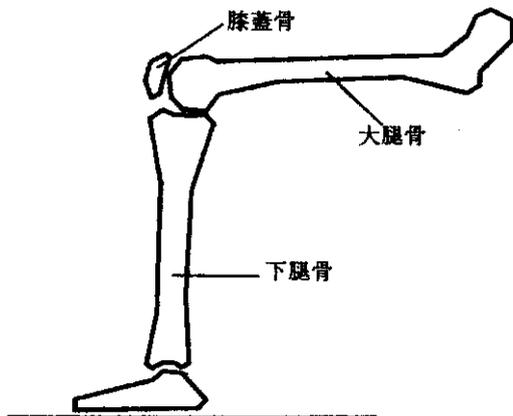


図1 膝関節の構造

本研究では膝蓋骨の動きを計測するため、計測用針を外部から膝蓋骨へ刺し込み、計測用針の動きを膝蓋骨の動きとして計測する方法を採った。さらに3次元での計測を行うため、計測用針へ計測用のマーカを固定し、計測を行った。

3次元での物体の運動は、その物体を剛体とした場合、3方向の並進運動と3軸回りの回転運動の6つの自由度

を持つため、すべての自由度を計測しようとした場合には最低3点の計測ポイントを設定する必要がある。さらに、計測時の隠れ等によるデータの欠損への対応を考慮して、膝蓋骨の動きの計測では、4つのLEDを付けたマーカを利用する方法を採った。このようなマーカを本報告では多点マーカと呼ぶことにする。

使用した4点マーカは、3本のピンをそれぞれ90°の角度となるように固定したもので、各ピンの先端および3本のピンが集まる根元部分には高輝度のLEDが固定されている。その形状を図2に示す。各LED間の距離は、回転量の計測精度および重量を考慮し、5cmとした。

また、大腿部、下腿部には、膝の屈曲、伸展による平面的な運動計測が主となるため、アルミニウム製の棒材の両端にLEDを付けた2点マーカを採用した。

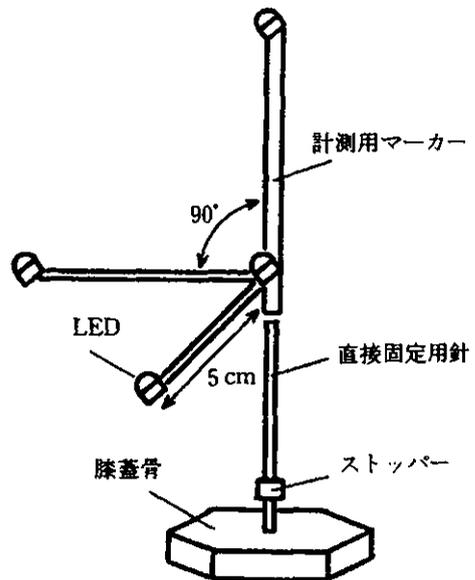


図2 4点マーカの形状

## 2.3 データ処理方法

試作した計測システムでは、膝蓋骨の動きについて以下のような並進と、回転の2種類の解析を行った。解析時の座標系を図3に示す。

### ①並進量

4点マーカの中心に位置するLEDを代表として、計測座標系の各軸に沿った移動量 (座標値の差分) を算出する。各移動量の正方向は計測座標系の正方向と同じとする。

### ②回転量

4点マーカーの中心に位置するLEDを中心とした回転量を次の3つの要素に分けて算出する。計測時の座標系を図4に示す。

- 左右の回転量: カメラの間を通り垂直なX-Z平面とマーカーにおける $x_i$ 軸とのなす角の角度変化量。Y軸正方向へのたおれを正方向とする。
- 上下の回転量: X-Z平面上へのマーカーの $x_i$ 軸の投影の角度変化量。Y軸正方向から見て反時計回りを正方向とする。
- 自転量: 初期の状態と移動後の状態でマーカーの $x_i$ 軸を重ね合わせた場合の $x_i$ 軸回りの回転角。 $x_i$ 軸正方向から見て反時計回りを正方向とする。

なお、基準は計測の初期状態とし、この位置を基準として変位量を算出した。また、膝の屈伸角度として、X-Z平面上における下肢の角度変化を算出し、この角度変化量を基準とした比較を行った。

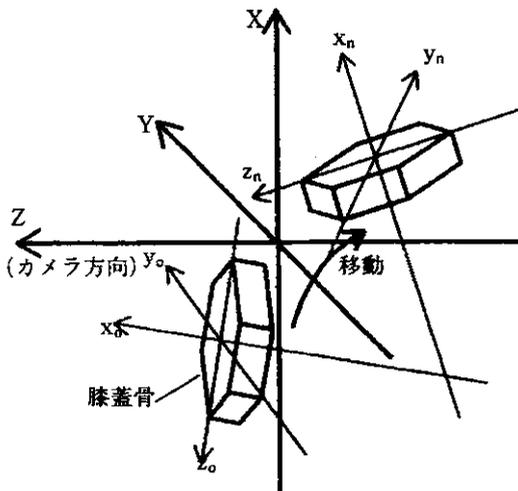


図3 座標系の設定

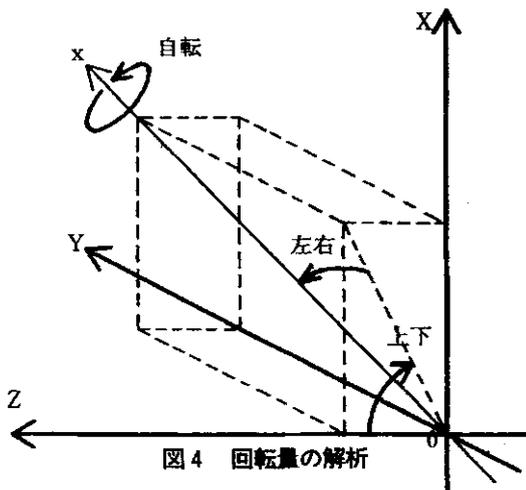


図4 回転量の解析

### 3. 計測システムの開発

#### 3.1 システムの構成

システムは計測部とデータ処理解析部の2つの部分から構成される。

計測部には前述した計測手法の条件を満足するシステムとして、アニメ(株)の動作計測システム LOCUS III D を利用した。このシステムは通常、運動診断等に使用されるが、本研究では膝関節の近接撮影用に用いた。

データ処理解析部は、膝関節の診断用として特に膝蓋骨の動きの解析を行うため、パーソナルコンピュータ上で動作する専用の3次元動作解析システムを開発した。

システム構成を図5に、システムの外観を写真1に示す。

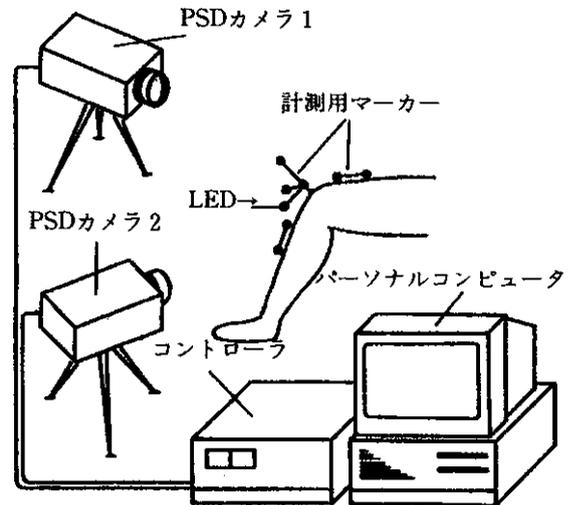


図5 膝関節の計測

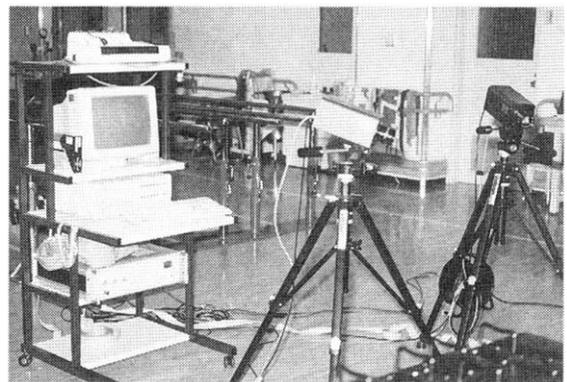


写真1 計測システム

### 3.2 計測部

膝関節の計測では特に膝蓋骨の微小な動きが重要となるため、高い計測精度を要する。そのため、本研究では運動診断向けの計測システムを、近接撮影用に利用し、0.1mm までの変位を検出可能とした。

利用したシステムは、2台の PSD カメラを用いてステレオ視計測を行うもので、最大 8 個の LED の位置計測が可能である。LED に近赤外波長のものを用い、可視光を遮断するフィルタを通して計測する方式により、背景光による測定値への影響が低減されている。このシステムの仕様を表 1 に示す。

表 1 動作計測システム「アニメ機 LOCUS III D」の仕様

カメラ台数	2台 (MAX 8台)
検知方式	半導体検知方式
計測 LED 数	8個 (MAX 30個)
受光波長	780~1150 nm
サンプリング速度	1000 Hz / LED
総合精度	±1.0%
データ処理部	16ビットパーソナルコンピュータ

膝蓋骨へ固定する 4 点マーカーは膝蓋骨と垂直に固定されるピンが外径 1.6mm、内径が 1.1mm の円筒で、枝にあたるピンは直径 1mm の丸棒を使用した。また、ピンの長さは各ピンとも 5cm とした。膝蓋骨へは、直径 1mm、長さ約 10mm のステンレス製計測用針を膝蓋骨へ直角に刺し込んで固定した後、膝蓋骨から約 10mm の位置にストッパーを接着剤で固定し、その位置に 4 点マーカーの下端が固定されるようにした。

計測結果は各 LED の 3 次元位置の時系列データとして得られ、後述するデータ処理部で解析処理される。

### 3.3 データ処理部

計測したデータから膝蓋骨の動きを解析するため、パーソナルコンピュータ上で動作する処理プログラムを開発した。処理フローを図 6 に示す。

欠損データの補完処理では、膝蓋骨の運動の状態により、LED の隠れや配光角の範囲外への移動で無効となった測定値に対して、マーカー内の LED 間相互で座標値の補完処理を行っている。この方法は 4 点以上のマーカーについてのみ有効なもので、本計測システムでは膝

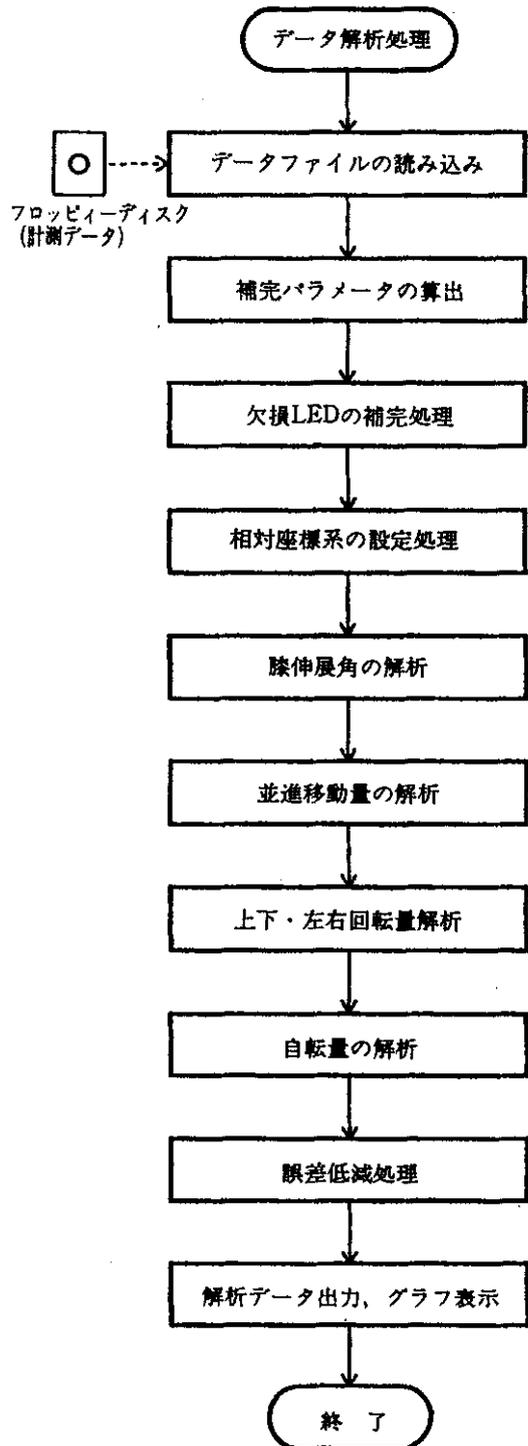


図 6 データ解析処理フロー

蓋骨のマーカ―についてのみ処理を行った。

計測部で得られた時系列データは、解析を容易にするため、下腿部、大腿部、膝蓋骨部でそれぞれのマーカ―の計測情報から個々に補助座標系を算出し、解析時はその座標系の動きについて解析処理を行った。

解析結果は横軸に膝関節の伸展角度変化、縦軸に膝蓋骨の並進および回転の変位量をとったグラフとして出力した。なお、基準値は計測の初期状態とした。

## 4. 計測実験

### 4.1 座標系の設定

計測座標系は、原点位置が各 PSD カメラの中心位置（およそフランジバックの位置）と一辺 90cm の正三角形を形成する位置に、また、X 座標は鉛直上方、Y 座標はカメラからみて水平右方、Z 座標は手前方向に採った。

また、奥行き方向の精度向上と LED 光の隠れ防止のためにカメラは 20° の伏角をつけ、計測座標系の原点が PSD の中心位置に投影されるように PSD カメラの方向を調整した。

### 4.2 計測実験

計測実験では次の 3 点の評価を目的とした。

- ①膝蓋骨の 3 次元計測データの再現性
- ②膝蓋骨の 3 次元動作の簡易測定の可能性
- ③個人差によるばらつきと、疾患のある場合のデータの差

計測対象（被験者）は、膝関節に異常のない者 6 名 6 膝（右膝）と異常のある者 1 名 1 膝（左膝）で、次のような条件で計測実験を行った。

- a. マーカ―を膝蓋骨上の皮膚に固定して、自力で伸展動作を行った場合。
- b. マーカ―を膝蓋骨上の皮膚に固定して弛緩状態とし、外部から人手により伸展動作を行った場合。
- c. マーカ―を膝蓋骨へ直接固定して、自力で伸展動作を行った場合。
- d. マーカ―を膝蓋骨へ直接固定して弛緩状態とし、部から人手により伸展動作を行った場合。

実験で得られた計測データ数は合計 24 データで、各条件では次に示したデータ数の計測を行った。

- a : 5 データ      b : 5 データ  
c : 7 データ      d : 7 データ

膝関節に異常のある者の計測データは c および d の条件での各 1 データである。

計測環境としては、開発した 3 次元計測システムの他、被験者が腰掛ける実験台を用意した。実験台は、大腿部をベルトで固定できるリハビリ用の椅子で、十分な高さがあるため下肢が自由に動かせるものである。

計測は、較正時に決めた座標系の原点の位置に膝関節が、また大腿部が Z 軸（カメラ側から見て奥行き方向）と平行となるように設定して行った。伸展運動時には、計測の条件を一定に保つために大腿部をベルトで固定し、下肢だけを動かすことにより伸展運動を行うようにした。計測開始と同時に伸展動作を開始し、約 5 秒で完全に伸展状態となるように動作させた。また、その際、動きが極力スムーズとなるように伸展動作中は等速で動かすように努めた。計測は、サンプル周期 20msec で、251 組のデータを得た。

実験の様子を写真 2 に、マーカ―の固定状態を写真 3 に示す。

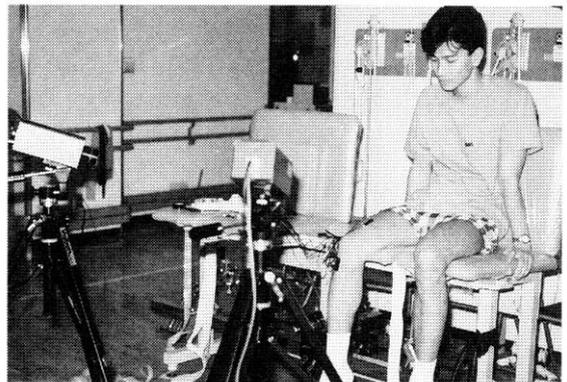


写真 2 計測実験

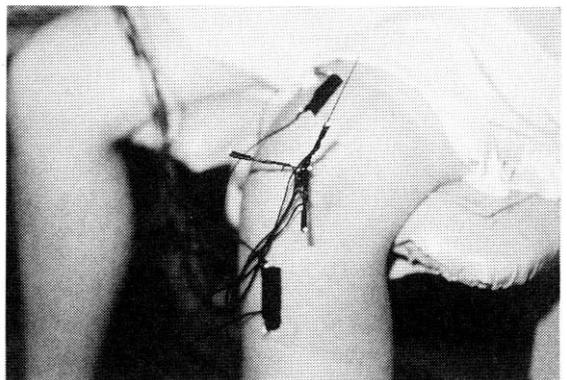


写真 3 マーカ―の固定状態

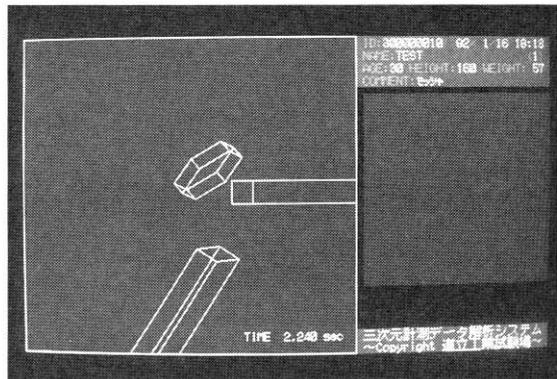
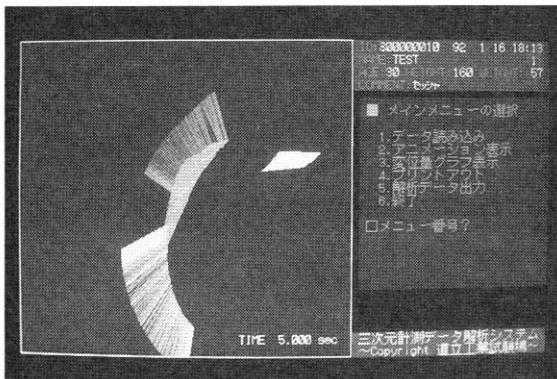


写真4 計測データのトレース表示

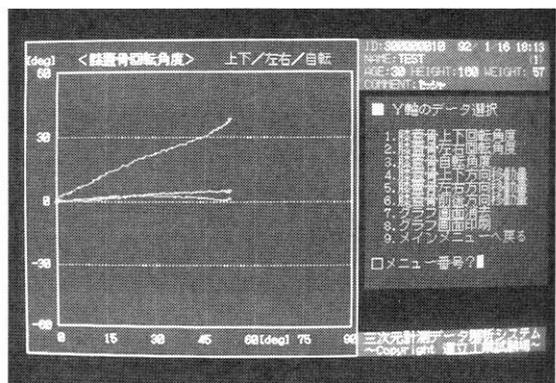
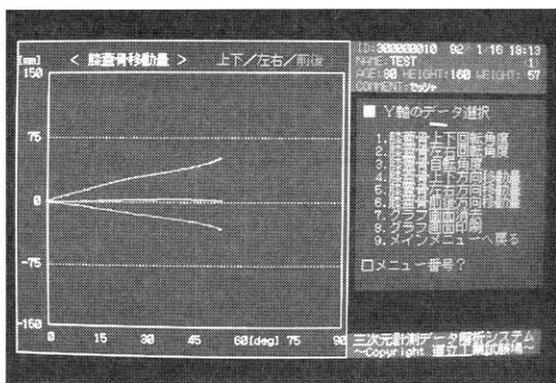


写真5 解析結果のグラフ表示

5. 実験結果

計測データの例を写真4、および写真5に示す。写真4は、計測データをトレースしてスティックピクチャ表示を行った例と、解析結果を用いて膝蓋骨のワイヤフレーム表示を行った例である。写真5は膝蓋骨の変位量の解析結果のグラフの表示例である。これらはパーソナルコンピュータの画面上に表示したものである。

データの処理方法から、次のような計測データはともに解析不能となるため、評価の対象とはしなかった。

- ①計測初期の測定値に欠損のあるもの。
- ②下肢部のマーカの測定値に欠損のあるもの。

また、計測したマーカの動きは一つの計測中において、ほぼ同じ速度であったと仮定し、極端に大きな変化をしている測定値は大きな誤差を含む異常値として無視した。これは、LEDの配線などがマーカの動きの障害になったためと考えられ、次のような処理により、削除

した。

①下部部の回転の変化量を  $\alpha$  とし、膝蓋骨の上下の回転 (Y軸を中心とした回転量) の変化量を  $\beta$  とした時、一つ前の時刻の測定値との間で距離 ( $\alpha^2 + \beta^2$ ) を定義する。すべての測定値に対しこの距離を算出し、全体の平均値  $y$  を求める。

②平均値  $y$  の3倍をしきい値として、①の距離をチェックし、しきい値を超えるものについて、その時刻の測定値を削除する。

以上で得られた計測データにおいて、さらに誤差を低減するため、下肢の回転量で  $0.5^\circ$  毎に平均をとり、さらに同一条件で計測した5つの計測データの平均をとって1つのデータとした。

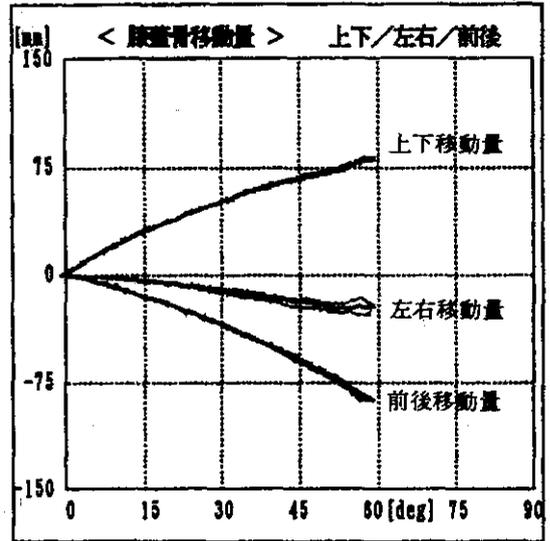
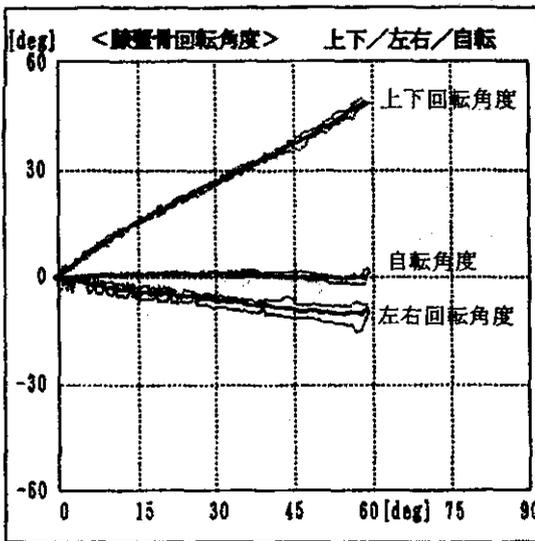
実験の結果から次の項目について評価を行った。

- ①同一被験者における5回の計測データのばらつき。
- ②膝関節に異常のない被験者6人の計測データのばらつき。

- ③ 膝蓋骨直接固定時と皮膚固定時のデータの類似度。
  - ④ 膝関節に異常のある場合とない場合の計測データの比較。
- なお、比較データは、いずれも自力により伸展動作を行った場合である。

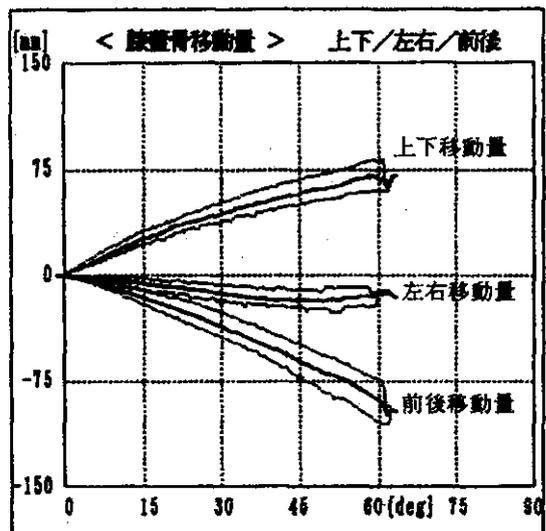
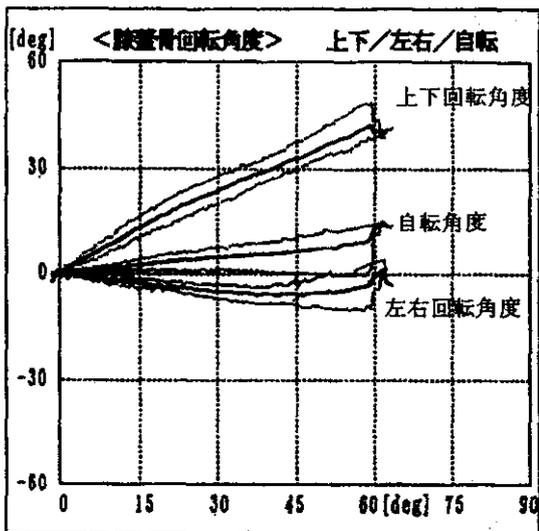
図7に同一被験者における5回の計測データのばらつきの例を、図8に6人の被験者の個人差によるばらつきの例を、また、図9に膝蓋骨への直接固定と皮膚への固定の比較例を、それぞれ平行移動量、回転量について表

示したグラフ示す。さらに図10に膝蓋骨に異常のある場合と無い場合の比較例を回転量について表示したグラフを示す。すべて、グラフ横軸は初期の状態からの伸展角度である。なお、図7、8、10で使用したデータは、膝蓋骨への直接固定状態における計測結果である。グラフの終端でのばらつきが小さくなるのは、伸展角の違いにより60°以上でのデータが少なくなるためである。伸展角45°における①、②のばらつきの評価結果を表2に示す。



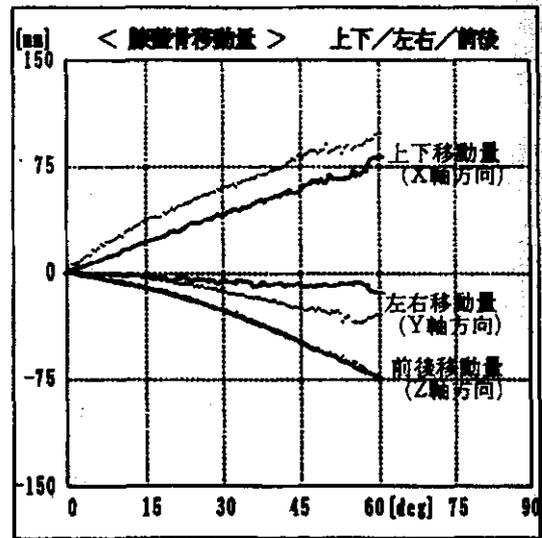
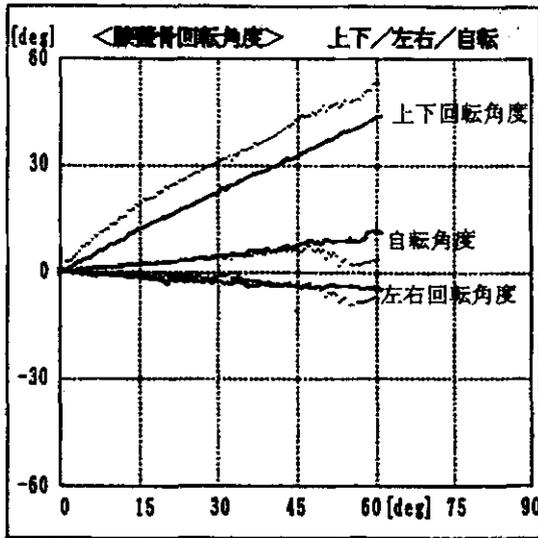
※グラフ中、実線は平均値、破線は最大値および最小値を表わす。

図7 測定値のばらつき



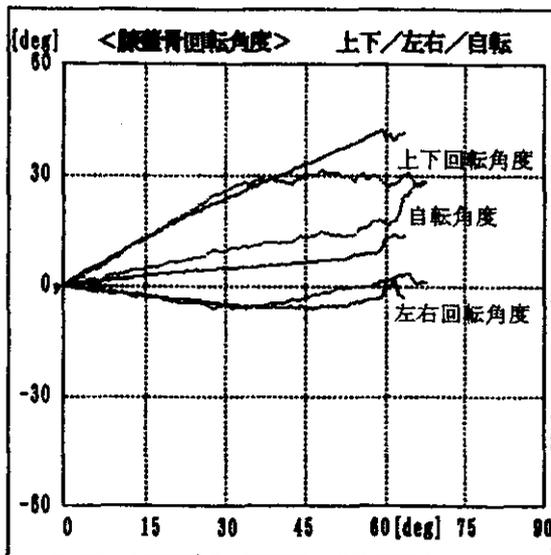
※グラフ中、実線は平均値、破線は最大値および最小値を表わす。

図8 個人差によるばらつき



※実線は膝蓋骨への直接固定，破線は皮膚への固定。

図9 マーカーの固定方法による違い



※実線は正常者平均，点線は疾患のある場合

図10 膝関節に異常のある場合とない場合の比較

同一被験者での5回の計測データのばらつきから、膝関節の実用的な測定精度は回転量で±1°程度、並進量で±2mm程度であることが分かる。この結果は直接、計測システムの精度を意味するものではなく、対象物が生体の関節であるために生じる不安定な動きなどの影響を含んだ結果と考えられる。計測データそのものは連続性のあるデータとなっており、評価を行う上では、計測の測定精度より計測データの再現性が問題となる。

表2 計測データのばらつき

計測データのばらつき (伸屈角度45°)		回転量 [deg]			移動量 [mm]		
		上下	左右	自転	上下	左右	前後
5回測定 のばらつき	平均	0.8	1.2	0.8	0.8	1.8	0.9
	最大	2.4	2.7	1.3	1.8	3.6	2.4
	標準偏差	0.9	1.5	0.9	0.9	2.1	1.2
個人差による ばらつき	平均	2.5	2.4	3.2	5.6	3.7	6.4
	最大	4.6	4.7	6.5	11.1	8.3	13.7
	標準偏差	2.8	2.6	3.7	6.6	4.4	7.8

※上表は膝蓋骨へのマーカーの直接固定状態で自力による伸屈運動を行った解析結果より計算した。

被験者の異なる場合では、変位の傾向にほぼ共通の特徴があるものの、データのばらつきは回転量で±3°、並進量で±5mm以上と大きく、膝蓋骨の変位量には大きな個人差のあることがわかる。

また、直接固定時と皮膚固定時の比較では、大きな個人差が現れ、被験者によって類似度が非常に高い場合と低い場合がある。これは、皮膚、脂肪層の厚みの違いによって、伸展動作中にマーカーが膝蓋骨からずれてしまうことによるものと考えられる。今後さらに方法も含めて、検討する必要がある。

膝関節に異常のあるものかないものの比較では、その差に明確な違いが表れた。現時点では異常がある場合のデータ数が少ないために、計測結果から直接診断情報を

得ることはできないが、今後十分な数のデータを検討することで診断情報として利用が可能であることがわかる。

## 6. 考察および今後の検討点

### 6.1 計測データの欠損

関節では回転角範囲が大きいため、マーカー自身によるLEDの隠れ、LEDの配光角による輝度不足などにより計測データの欠損を生じる。また、マーカーの固定状態や動き方によっては下肢部分においても測定値の欠損を生じ、十分な伸展角を得られない場合があった。

関節動作を対象とした計測という点では、さらに大きな屈伸運動に対応する必要もあり、今後は4LED以上の多点マーカーを多用した計測システムとすることが考えられる。4LED以上の多点マーカーでは、計測された3つのLED位置から欠損を起こしたLED位置を算出できるため、測定値の欠損が続く場合でも適用できる。そのため、動きの大きい関節などの計測では、有効なマーカーである。

### 6.2 計測誤差

測定値に含まれる誤差としては、計測システム較正時の状態に起因する誤差、PSDそのものの特性に起因する誤差、レンズ系の歪による誤差、計算により付加された誤差、ノイズによる誤差などがある。特に計測データのうち奥行き方向のデータについては、2台のカメラの計測データから計算により求めるため、誤差分が重畳され、カメラ横方向に比べ、測定精度が悪くなっていると考えられる。また、本システムのように近接撮影により対象物を捉える場合にはレンズ歪による像周辺の誤差についても注意を要する。

このような3次元位置計測における誤差の補正はかなり難しく、簡単な補正テーブルを利用する方法でも3次元ではデータ量が膨大となってしまう。多点マーカーを使用した場合には、その位置関係を利用して相対的な補正処理を加えることも考えられ、この方法については今後検討する必要がある。

また、マーカーを固定して計測する方法では、実際に計測しているのは対象物そのものでなく、対象物に固定したマーカーである。そのため、このような計測結果を用いて対象物の動きを解析しようとした場合には、マ-

ーカーと対象物の位置の違いから生じる誤差が含まれることに注意する必要がある。

### 6.3 従来データとの比較

膝蓋骨の動きに関する研究では、従来、X線写真上での膝蓋骨の大腿骨に対するずれ量および傾き角度による、2次元的な評価が行われてきた。本計測システムでの計測とは、方法、基準値の採り方などがかなり異なったものであるため、簡単には従来データとの比較評価を行うことはできない。しかし、本計測データは連続的な3次元の膝蓋骨の動作を捉えたものとなっており、さらに検討を進めることで、従来研究されてきた評価方法を取り込んだ形での評価も可能と思われる。今後は従来の研究との比較検討も含め、診断への応用を考慮した解析方法の検討が重要となってくる。

## 7. まとめ

本研究で開発した人体関節診断用高精度3次元動作計測システムにより、膝関節の動きについて、従来は得られなかった以下のような計測データが得られた。

- ①膝の屈伸における膝蓋骨の連続的な動きの計測データ
- ②膝蓋骨の高精度な3次元の計測データ

さらに、計測方法の検討により、ほぼ実時間での計測、解析処理が可能となり、従来のX線写真などによる方法では困難だった新たな評価方法が可能となった。

今後の検討課題としては、以下のような項目が考えられる。

- ①診断のための解析、評価方法の確立
- ②膝蓋骨への直接固定を行わない無侵襲による計測の検討

診断への応用は今後さらにデータの収集を行い、各症例での膝蓋骨の動きに関する特徴を把握することが必要である。また、無侵襲での計測は、医療の現場での患者への負担を低減するために、さらに検討を進める必要がある。

## 参考文献

- 1) 大森隆司；「視覚系をモデルとした両眼立体視システムの試作」、計測自動制御学会論文集 第23巻 第5号 (1987)

北海道立工業試験場報告 No.292 (1993)

- 2) 波通隆ほか；「データ・フロー型プロセッサによるステレオ画像処理」，北海道立工業試験場報告，No. 286 (1987)
- 3) 大村功ほか；「画像・光計測技術の医療診断システムへの応用」，共同研究報告書 (1993)
- 4) 井口征士，佐藤宏介；「三次元画像計測」，昭晃堂 (1990)