

## カラーマーカを用いた人体のリアルタイム動作計測

吉澤 正文 福宮 英二 西 隆暁

松下電器産業株式会社

中山 彰一

埼玉県立大学 保健医療福祉学部

竹田 仰

長崎総合科学大学 機械工学科

あらまし 医療現場でのリハビリテーションを支援する実用的なシステムの実現を目指し、人体の動作をリアルタイムに計測できる、安価な三次元動作計測システムの開発を進めている。人体に装着したカラーマーカを4台のビデオカメラで撮影し、PC1台で処理する簡易な構成を特徴とする。マーカ装着方式で問題となる隠れマーカが発生した場合でも安定したオンライン計測を可能とするために、隣接マーカの位置情報を利用した隠れマーカの位置推定を行なう。実験により、人体の動作をリアルタイムにかつ安定して計測できることを示す。

## Realtime Motion Measurement of Human Body Using Color Marker

Masafumi Yoshizawa Eiji Fukumiya Takaaki Nishi

Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.

Akikazu Nakayama

Saitama Prefectural University, Factory of Health and Social Services

Takashi Takeda

Nagasaki Institute of Applied Science, Department of Mechanical Engineering

**Abstract** In medical Rehabilitation, the practical system is needed to measure movement of patient. We propose the low cost system that can measure 3D motion in realtime. 4 CCD video cameras take the image of patient who put on color markers on his joints of body, and only one PC analyzes those image in realtime. If the marker hidden behind patients own body from camera, it is impossible to calculate the position of marker from image. The system calculate the position of hidden marker using data of movements of other markers in neighborhood. Experimental results confirm that the implemented system could measure motion of human body in realtime and stably.

## 1. はじめに

わが国は超高齢化社会へと急速に進みつつあるが、公的介護保険制度が開始されるなど、高齢者や身体障害者などへの介護福祉に対する支援の要求はますます大きくなってきている。その中で、医学的なりハビリテーションの重要性も増大してきており、医療の現場からは、それを支援するためのシステムの開発が求められている。

リハビリテーションにおいては、まず患者の状態を把握することが必要である。運動機能に関しては、関節可動域検査、片麻痺運動機能検査などが行なわれ、その結果に応じて治療、訓練が実施される[1]。また最近では、三次元動作計測装置を用いて患者の歩行動作などを解析し、臨床でのリハビリテーションにつなげようという試みも行なわれている[2]。ここでは、研究のための解析だけを目的としたものではなく、臨床で行われる検査、治療、訓練に実際に利用可能である実用的な装置が必要となる。具体的には、効果性（リハビリにどう役立つか）、効率性（短時間での計測）、簡便性（設置の容易さ）、経済性（価格と診療報酬のバランス）などが求められる。

ところで、従来からある三次元動作計測装置は主に研究用途での利用を目的として開発されてきた。このため、以下のような点で臨床での実用には達していないのが実状である。

- ・空間的、時間的に高い計測精度を実現するため、複雑な機器構成が必要。
- ・オフラインでの処理方式がほとんどであり、検査や訓練動作中の姿勢を同時並行に計測、確認するオンライン計測ができない。
- ・専用ハードウェアのため、非常に高価。

一方、現状のリハビリテーションの検査、訓練で実際に行われている動作計測では、それほど高い精度は要求されていない。例えば、身体各関節をどれだけ大きく動かすことができるかを測定する検査である関節可動域検査においては、通常、分度器様の測定器具を患者の関節にあて、目視により測定するが、その測定値は5度刻みで記録される。従って、この検査を動作計測装置を用いて行なう場合、

現状よりも精度を落とすことが許容されるので、より簡易な機器で構成することが可能となる。むしろ、複数の関節に対して測定を行なおうとするとかなりの時間を要することから、計測時間の短縮が求められており、このためには従来装置ではできていないオンライン計測を実現することが重要となる。

また、この検査での結果に基づいて行われるリハビリテーション訓練においては、基本的には療法士や看護婦の人手を要し、患者が一人で行なおうとすると単調な動作の繰り返しになってしまうという問題が従来から指摘されているが、オンライン計測が実現できれば、例えば、患者の動きに応じて動くCGのアバタと、測定した可動域値に基づく範囲内を移動する目標物とを同時に画面上に表示し、患者の動きを視覚的にフィードバックしたゲーム感覚での訓練が可能となる。

そこで我々は、このような実際のリハビリテーション現場での利用を想定し、簡易な構成で、かつ患者動作のオンライン計測を可能とする三次元動作計測システムの開発を進めている。

本システムでは、カラーマーカを患者の部位に装着し、可視光環境下で4台のカメラから撮影した画像を1台のPCで処理する。以下では、システムの構成と計測のためのアルゴリズムを説明し、実験結果として毎秒15フレームでのオンライン処理が可能であることを示す。

## 2. 従来技術と課題

従来の三次元動作計測技術は、大きく磁気式と光学式に分類できる[3]。

磁気式は、人体の各部に磁気センサーを取り付け、周囲に設置した磁気発信機が発生する磁界を計測するもので、センサーを取り付けた部位の三次元位置と空間的な方向を、同時にかつリアルタイムに検出できる。従来はセンサーのケーブルのため被験者の負担が大きかったが、最近では計測結果を無線で伝送するものもある。しかし、いずれにせよ磁界を利用するという点で、医療機器への影響から通常の医療現場での利用は考えられない。

光学式の計測技術はさらに、人体形状解析方式と

マーカ装着方式の2種類に分類できる。

人体形状解析方式は、多関節構造を持つ人体モデルを利用し、撮影画像から抽出した人物形状に人体モデルをあてはめることにより姿勢を同定する。非接触であり被験者への負担は基本的にないが、計算量が多いためオンライン処理ができない他、計測精度の点でも現状ではまだ問題があり、臨床での利用は現実的でない。

一方、マーカ装着方式は、人体の部位にマーカを取り付け、撮影画像からマーカの三次元位置を求め、さらに人体の姿勢を表す値としてマーカ間の角度を求めるものである。マーカとして赤外光の反射型マーカを用いたものは空間的な計測精度が誤差 1mm 程度と高く、運動解析システムとして用いられているもののほとんどが、このタイプである[4]。空間精度だけでなく時間精度も重視し、専用カメラを用いて 120Hz~240Hz 程度のフレームレートまで測定可能なものも多い。しかし、従来システムは基本的にオフライン処理であり、初期フレームにおけるマーカの同定や、測定中に隠れたマーカの位置の補間は人手により行われるため、オンラインでの計測が必要な訓練などには利用できないといった課題がある。また、リハビリテーションの動作を計測対象とする場合、必要な空間精度としては関節角度の分解能で5度程度(マーカ位置としては1cm程度)であり、またその動作が比較的ゆっくりとしているため、時間精度としても15Hzで充分追従可能であり、従来ほどの高精度は必要ない。

本システムでは、実際のリハビリテーションでの実用性を考え、このマーカ装着方式を基本としながらも、簡易な構成でのオンライン計測の実現を目指している。具体的には、反射型マーカではなく色のついたカラーマーカを用い、CCDカメラ4台によって可視光環境下で撮影する。撮影画像は全て1台のPCに取り込み、マーカの位置算出から角度算出、そしてCGによる画像出力までをこのPCで処理する。オンライン処理を実現するため、初期フレームにおけるマーカの同定を人体モデルを用いて自動的に行なう他、マーカの隠れによって計測が停止しないように、隠れマーカの位置推定を行なう。

### 3. システムの概要

#### 3.1 機器の構成

図1に、本システムの構成を示す。

患者は、各関節にカラーマーカを装着する。患者の周囲には4台のCCDカメラを設置し、同期させながら撮影する。カメラの映像信号は、PCのPCIスロットに装着した4枚のキャプチャボードによってメモリに取り込む(analog RGB 24bit)。PCでの処理結果として生成されたCG映像はグラフィックボードより出力し、ディスプレイに表示する。

構成機器の仕様を、表1に示す。

機器	仕様
カメラ	画素: 1/2 インチ CCD 出力: アナログ RGB シャッタースピード: 1/100 レンズ 焦点距離: f=7.5
キャプチャボード	キャプチャサイズ: 320 x 240 画素 サブリング: 15 フレーム/秒 I/F: PCI
PC	CPU: PentiumIII 550MHz x 2 メモリ: 512MB OS: WindowsNT 4.0
マーカ	直径: 40 mm 個数: 14 個 (座位上肢測定時)

表1: 構成機器の仕様

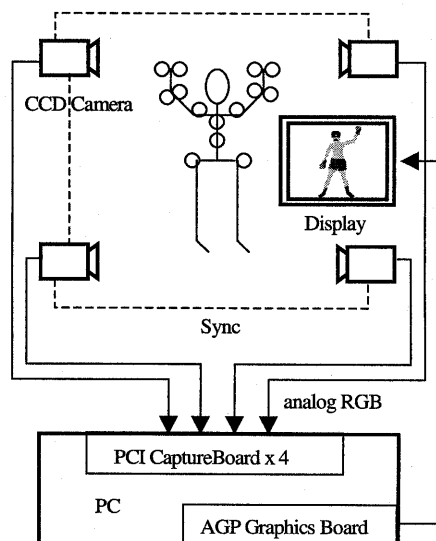


図1: システム構成

### 3.2 処理の流れ

本システムでは、各フレーム毎に次のような処理を行なう。

- (1) 各カメラからの画像の取得
- (2) 画像中からのマーカ領域（重心）の抽出
- (3) 各マーカの三次元空間座標の算出
- (4) 隠れマーカの位置算出
- (5) 関節角度の算出
- (6) CG 描画

図2は、三次元動作計測を行なうための処理モジュールを示したものである。

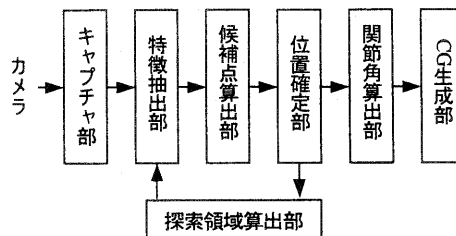


図2：計測部の処理モジュール

#### キャプチャ部

4枚のキャプチャボードを制御し、4台のカメラのから画像を取得する。垂直信号に同期し、15Hzのサンプリングレートで取得する。

#### 探索領域算出部

画像全体を対象に特徴抽出を行なうと処理時間を要するため、マーカ位置の過去の履歴データに基づいて対象時刻における位置を予想し、画像中の探索領域を絞り込む。

#### 特徴抽出部

あらかじめ設定したマーカの色モデルと撮影画像の画素値とを比較し、画像中のマーカ領域を抽出し、その重心を求める。

#### 候補点算出部

各画像から抽出されたマーカの重心座標から、対応する重心の組を求め、マーカの空間座標を求める。

#### 位置確定部

画像中のノイズとの誤対応などを防ぐため、算出された候補点の正当性をチェックする。マーカが隠れた場合には、近接マーカの位置情報を利用して位置を推定する。

#### 関節角算出部

各マーカの空間座標から、対応する関節の角度を求める。

#### CG生成部

求めた関節角度の値を用いて、患者のアバタのCGを描画する。

## 4. マーカ領域の抽出

基本的には、あらかじめ抽出すべきマーカの色範囲を設定しておき、画像中の画素の色がその範囲内にあるかどうかを判定して、領域を抽出する。

しかし、画素毎に毎回条件判定を行なうのでは計算コストが大きい。このため、RGB各8bitの値をアドレスに持つ3次元の配列である抽出色テーブルを用いる。あらかじめ、次式のように抽出色に相当するアドレスの配列要素の値を1、それ以外の配列要素の値を0として設定した抽出色テーブルを作成する。

$$I[r][g][b] = \begin{cases} 1 & (\text{if } (r, g, b) = \text{抽出色}) \\ 0 & (\text{if } (r, g, b) \neq \text{非抽出色}) \end{cases} \quad (1)$$

カメラから画像が入力されると、その画像中の画素毎に、その画素のRGB値をアドレスに持つ配列要素の値を参照する。RGB値が抽出色であれば1が、非抽出色であれば0が入っているので、その値を新たに画素の値として設定する。こうして、抽出すべき領域のみが値1を持つ2値画像が簡単に得られる。

図3に、抽出色テーブルのイメージを示す。

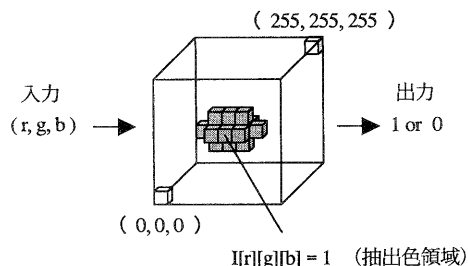


図3：抽出色テーブルによる領域抽出

## 5. マーカの三次元位置計測

### 5.1 エピポーラ幾何による空間座標算出

光軸の向きが異なる2台のカメラを用いる場合、その前方に平行な画像面(仮想平行画像面)  $I1', I2'$  を設定し(図4-a)、撮影画像上の対応する特徴点  $G1, G2$  をそれぞれ投影して  $G1', G2'$  を求めることにより、三角測量の原理から次式を用いて特徴点の空間上の位置座標を求めることができる[5]。

$$(x, y, z) = \left( \frac{u1+u2}{2} \cdot D, v1 \cdot D, f \cdot D \right)$$

$$D = \frac{l}{u1-u2} \quad (2)$$

ここで、 $D$  は視差、 $l$  はカメラの焦点間の距離、 $f$  はカメラ焦点と仮想画像面との焦点距離である。

ところが人体の周囲にカメラを配置しようとする、人体(特徴点)を挟んでカメラが正対する形と

なり、仮想平行画像面が設定できない。そこで、カメラの2焦点を結ぶ直線を軸とする仮想円筒画像面を設定し、この画像面上に撮影画像上の特徴点  $G1, G2$  を投影する(図4-b)。円筒画像面上の画素は、円筒座標系  $(U, \Theta)$  で表す。座標軸  $U$  はカメラの2焦点を結ぶ直線(円筒の中心軸)に等しく、仮想平行画像面における  $X$  座標に相当する。また  $\Theta$  は、特徴点  $P$  と中心軸を結ぶ平面と円筒画像面の基準軸  $V$  (中心軸  $U$  と交わり鉛直下向き) がなす角度であり、仮想平行画像面における  $Y$  座標に相当する。

円筒画像面上への投影点  $G1'(u1, \theta 1), G2'(u2, \theta 2)$  を用いると、特徴点  $P$  の空間座標は、次式により求めることができる。

$$(x, y, z) = \left( \frac{u1+u2}{2} \cdot D, f \cdot \cos(\theta 1) \cdot D, f \cdot \sin(\theta 1) \cdot D \right)$$

$$D = \frac{l}{u1-u2} \quad (3)$$

### 5.2 初期フレームにおけるマーカの同定

マーカ装着方式では、求めた空間座標がどの部位に付けられたマーカのものであるかを同定する必要がある。従来のシステムでは、オフラインでの解析時に、ユーザが直接指定することができる。しかしオンライン計測の場合には、システムにより自動的に同定することが望まれる。

本システムでは、計測開始時に患者がある決まった基準姿勢を取るものとし、この基準姿勢時のマーカ間の配置関係(空間座標の大小関係)を、あらかじめマーカ構造ルールとして記述する。計測開始時には、得られたマーカの空間座標に対してこのマーカ構造ルールを適用し、各マーカを同定する。

図5に、座位時の上肢を対象とする時のマーカの装着位置と、マーカ構造ルールを示す。マーカ名の中の\*は、任意の文字列が入ることを示している。空間座標は、体の正面が  $Z$  軸負の向きで、且つ鉛直上向きが  $Y$  軸正の向きである右手系の座標系で表現する。患者は、両手を自然に下ろし体から少し離れた基準姿勢を取るものとする。この時、マーカの同定は以下の手順によって行なう。

- ①  $X$  座標についてソートし、中央の2個を取り

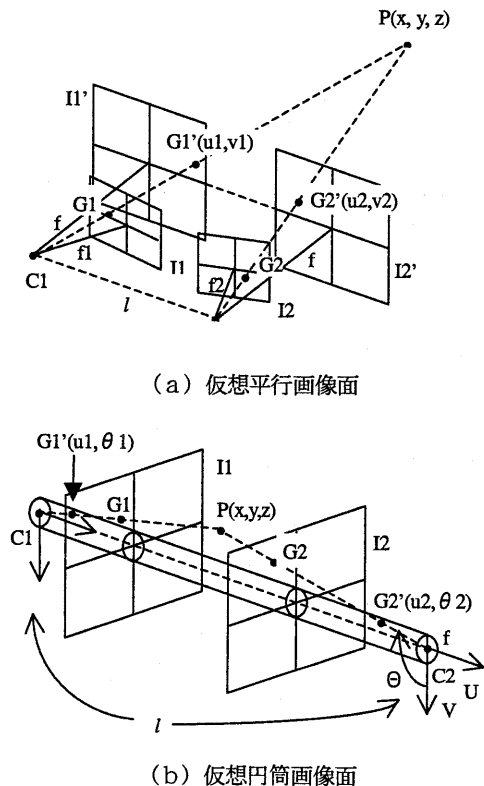
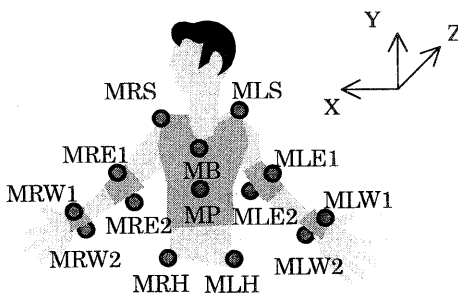


図4：撮影画像と仮想画像

出す。それらより X 座標が小さなグループを左半身のマーカ群、大きなグループを右半身のマーカ群とする。

- ② 中央の 2 個を Y 座標でソートし、大きなマーカを MB、小さなマーカを MP とする。
- ③ 左右のマーカ群を Y 座標でソートし、最も大きなマーカを M\*S、次の 2 個を肘のマーカ群とする。さらに残った 3 個を X 座標でソートし、腰 (M\*H) と手首のマーカ群を区別する。
- ④ 肘、手首のマーカ群をそれぞれ Z 座標でソートし、小さい方を M\*\*1 (親指側)、大きい方を M\*\*2 (小指側) とする。



(a) マーカの配置と名前

X座標	ML* < MB, MP < MR* MLW* < MLH, MRH < MRW*
Y座標	MP < MB, M*H, M*W* < M*E* < M*S
Z座標	M*E1 < M*E2, M*W1 < M*W2

(b) : マーカ構造ルール

図 5 : 座位上肢測定時のマーカ配置

### 5.3 計測時のマーカ追跡

一旦同定したマーカは、次フレーム以降、その空間座標を追跡していくことで他マーカと区別する。あるフレームで空間座標が求まると、それまでの空間座標の履歴データに基づき、次のフレームにおける空間座標を予想する。さらにその空間座標を撮影画像面上に投影し、画像中の探索領域を設定する。

色情報を用いた領域抽出は、このマーカ毎に設定される探索領域内のみを対象として実施する。

あるカメラから見て複数のマーカが接近したために、探索領域内から複数のマーカ領域が検出された場合、あるいはノイズを誤って検出した場合などには、他のカメラの画像上のマーカ領域との誤対応が発生し、マーカ位置として複数の候補点が得られる場合がある。このような場合には、その複数の候補点の中から正しい候補点を選択する必要がある。その選択基準として、マーカ確度  $Q_m$  を導入する。

あるマーカ  $m$  の空間座標として得られた  $i$  番目の候補点  $P_{mi}$  のマーカ確度  $Q_{mi}$  を次式で求める。

$$Q_{mi} = q_{mi1} \cdot q_{mi2} \cdot q_{mi3} \cdot q_{mi4} \quad (4)$$

$$\text{ただし } q_{mij} = 1 / (1 + |G_{mij}C_{mj}|)$$

$q_{mij}$  は、候補点  $P_{mi}$  を求めるために用いたカメラ  $j$  の撮影画像中のマーカ重心座標  $G_{mij}$  が、予測位置  $C_{mj}$  にどれだけ近いかを示す重心確度である。  $0 < q_{mij} \leq 1$  であり、画像中から重心が検出されなければ  $q_{mij} = 1$  とする。候補点の確度  $Q_{mi}$  を、この各撮影画像毎の重心確度  $q_{mij}$  の積として求めると、画像中の予測位置に近い重心を用いた候補点ほど、マーカ確度が大きくなる。従って、このマーカ確度が最も大きい候補点を正しい空間座標として採用することで、予測位置からずれた重心同士の対応による誤った候補点を除去することができる。

### 5.4 隠れマーカの位置推定

測定動作によっては、マーカが身体によって隠れてしまう場合がある。隠れマーカが発生すると、マーカの空間座標が求まらず、結果として患者の姿勢を決定することができないので、何らかの手段によってこの隠れマーカの位置を推定する必要がある。

従来のシステムでは、撮影画像をオフラインで解析するため、隠れる前後の位置データからスプライン補間などによって推定することができる。しかし本システムではオンライン計測の実現を目標としているため、隠れる前の位置データのみから推測しなければならない。従来方式は用いることができない。

マーカの位置を推定するもっとも簡単な方法は、マーカが隠れる直前の運動がそのまま継続されると仮定することである。例えば、マーカmが等速度運動を行なっているとすれば、隠れが発生したあるフレームnにおけるマーカmの空間座標  $Pm(n)$  は、次式で推定できる。

$$Pm(n) = Pm(n-1) + \Delta Pm(n-1) \quad (5)$$

ここで  $\Delta P(n-1)$  は、フレーム n-2 からフレーム n-1 までの間の隠れマーカの移動量である。

マーカが一瞬だけ隠れた場合には、それまでの運動が継続されるという仮定が成り立ち、上式が利用できる。しかし複数のフレームにおいて継続して隠れが発生した場合には、その間にマーカの運動方向が変わることが十分に考えられる。この場合、隠れる前の位置データのみからでは、その運動の変化を知ることはできない。そのため上式による推定を繰り返すと、本来のマーカの位置から大きくずれてしまい、正しく姿勢を計測することができない。

本システムでは、このマーカが隠れている間の運動方向の変化を検出するために、隠れマーカに隣接する複数のマーカの移動量を利用する。マーカは身体の各部位に取り付けられるが、一種の剛体とみなせる部位において隣接するマーカ間同士の距離は身体の運動によってほとんど変化しない。逆に言えば、身体の運動によってあるマーカが一定距離移動した場合には、隣接したマーカもほぼ同様に移動する。そこで隣接マーカの移動量を求め、その結果を用いて隠れマーカの移動量を推定することにした。

例えば、前腕の端点である手首と肘に2個ずつつけられた4個のマーカは、前腕の運動によって同じように移動する。このうち手首のマーカ1個が隠れた場合には、残りの3個のマーカの移動量から隠れマーカの移動量が推定できる。ただし、3個のマーカの移動量が隠れマーカの移動に寄与する割合はそれぞれ異なる。手首のマーカはほぼ隠れマーカの移動と連動するが、肘のマーカは、隠れマーカと一定の距離を保ちながらも、手首を中心として回転する場合にはあまり移動量が反映されない。従ってマーカの組み合わせ毎に、移動量を反映させる重み付け係数を設定する。式(5)は、

隣接マーカの移動量に重みをつけた補正項を付加し、式(6)となる。

$$Pm(n) = Pm(n-1) + \Delta Pm(n-1) + \frac{1}{\sum_i S_i} \sum_i (S_i \Delta P_i(n)) \quad (6)$$

ここで、 $\Delta P_i(n)$  は隠れマーカ  $Pm$  に隣接するマーカ  $P_i$  のフレーム n-1 からフレーム n までの移動量、 $S_i$  は重み付け係数である。次のフレーム n+1 ではまた、この隣接マーカの移動量の補正による推定結果  $Pm(n)$  をベースに推定を行なうので、この推定処理をフレーム毎に繰り返すことにより、マーカの隠れが継続する場合でも位置を推定することができる。

## 6. 実験

実装したシステムを用いて、関節可動域検査で行なう測定動作の計測を行なった。

右腕の外旋動作(肘を体側につけて手首を前方に突き出した基準姿勢から、上腕を回転させて手首を右外側に向ける運動)を対象とすると、まず腕を自然に開いた初期状態から腕を動かし、肘をついた基準姿勢を取った段階で、肘の内側につけたマーカ mRE2 が肘と体に挟まれて隠れが生じる。その後、基準姿勢から外旋動作を行ない腕を開いていくと、そのマーカは再びカメラから見えるようになる。このマーカが隠れたフレームにおける、マーカ位置の推定結果を図6に示す。また、この時の撮影画像(被験者の左手前方に設置したカメラの画像)と、計測結果としてリアルタイムに表示されたCGキャラクターのアニメーション画像を図7に示す。

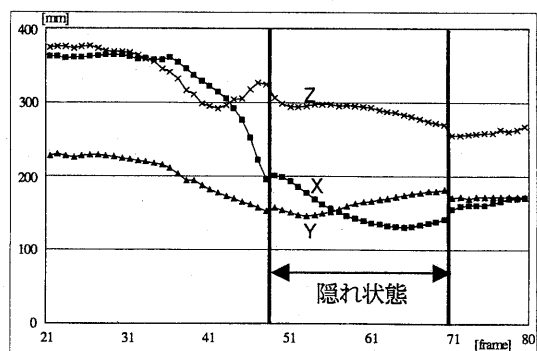


図6：隠れマーカの位置推定結果

隣接マーカの運動を反映することにより、隠れた状態の間の運動方向の変化を検出することができ、隠れの前後で破綻すること無く測定が継続可能であった。測定中の隠れマーカの真の位置を測定することは無理であるので、再びマーカが見え始めたフレームにおいて、直前の推定結果と正しいマーカ位置と比較すると、約 10mm の誤差が生じている。これはリハビリテーションを対象とした場合、十分許容できる範囲であり、その推定結果から算出した関節確度を用いて表示したCGキャラクタを見ても自然な動作となっている。

結果として、毎秒 15 フレームのオンライン計測が継続して可能であった。

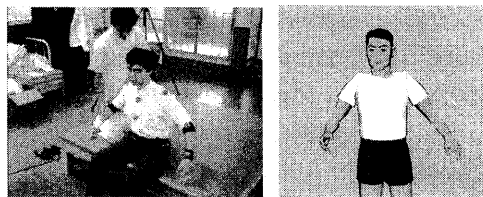
## 7. おわりに

本システムでは、実際に医療現場に導入可能な三次元動作計測システムの実現を目的として、カラーマーカを用いた簡易な構成を提案した。また、隠れマーカの位置推定を行なうことにより、オンライン計測が可能であることを示した。

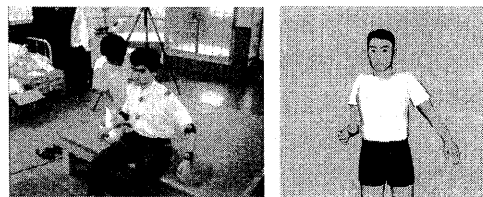
現在、実装したシステムを医療施設に持ち込み、フィールドでの評価実験を実施しているが、測定時の照明環境の変化が課題となっており、今後、環境変化にロバストな特徴抽出方式の開発を進めていく。

## 参考文献

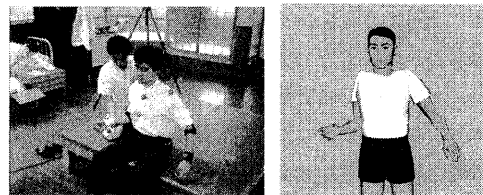
- [1] 岩倉博光, 松澤正, 「理学療法評価法」, 金原出版株式会社, 1996
- [2] 金子誠喜, “動作分析の臨床的研究への応用モデル”, 第 22 回臨床歩行分析研究会, pp.42-43, 2000.
- [3] 福井一夫, “モーションキャプチャ”, 画像ラボ, Vol9, No.5, pp26-30, 1998
- [4] 小川弘晃, “モーションキャプチャ最新動向”, 日経CG, No.3, pp.60-77, 1999
- [5] 出口光一郎, 「画像と空間-コンピュータビジョンの幾何学-」, 昭晃堂, 1991



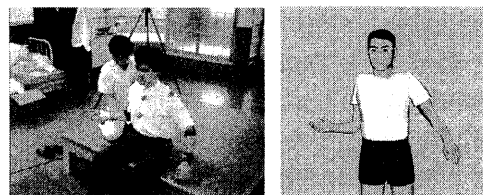
45 [frame]



55 [frame] (隠れ状態)



65 [frame] (隠れ状態)



75 [frame]

撮影画像

出力CG画像

図7：外旋動作計測時の画像