

## ボディキャリブレーションに関する研究

近藤 悟† 齋藤 豪† 中嶋 正之†

本稿では、モーションキャプチャから得られるデータをキャラクタへ割り当てるボディキャリブレーションと呼ばれる作業の自動化を行う。まずセンサデータから、ボーンモデルに必要なボーンの長さ及びセンサ位置からボーンまでのオフセットを表す、関節ベクトル等のパラメータを最小2乗法により推定する。次に実際の人間とモデルの構造の差のために生じる関節間の隙間を、接続関係や可動範囲をばねモデルによる力学的な収束に置き換えて補間する。最後に構築されたボーンモデルに、ボーンの長さ及びオフセットを基にポリゴンのサイズを修正して装着する。これにより従来、手作業であるが故に面倒であったアニメーションを適切かつ簡単に生成可能になった。

### A Study of Body Calibration for Motion Capture System

SATOSHI KONDOH †, SUGURU SAITO † and MASAYUKI NAKAJIMA †

The process of creating character animation requires the mapping from the sensor data to the character. This procedure known as Body Calibration is, however time consuming as it is done manually by CG creators. In this paper, we propose a novel technique for automatic body calibration using the sensor data acquired by motion capture system. At first, we determine the lengths of each bone and distance between the sensor and the bone using the least square estimation method. For optimizing Bone Model, we distribute the error to joint angles and using physical based simulation that we model the connection between bones using spring forces. Our experiments using motion data show that we could obtain automatically appropriate animations faster than conventional systems.

#### 1. はじめに

CGアニメーション作成の現場において自然な人間の動きを表現しようとした場合、実際の人間にモーションキャプチャのセンサを装着させて動作を取得することがある。モーションキャプチャシステムには光学式や磁気式など様々な種類があるが、どれも基本的にはセンサの位置もしくは角度情報が得られるのみであり、アニメーションに至るまでには以下の2種類のキャリブレーションを行い、関節角度情報に変換する必要がある。

**フィールドキャリブレーション** デバイスや測定空間に関して補正を行うもので、モーションキャプチャのデバイス形式によりその方法が異なる。

**光学式** カメラレンズ歪み補正

**磁気式** 測定空間磁場による補正

**ボディキャリブレーション** 測定した人間の骨格形状及び装着センサ位置を使用する人体モデルにフィッティングする手続きである。現在は手作業で対話的にデータを与えて、主観的に調整設定する方法が一般的である。

フィールドキャリブレーションについては光学式、磁気式とも様々な研究成果が発表されており<sup>2)</sup>、実際に製品に組み込まれているものも多い。しかしボディキャリブレーションはどの形式であっても必要になるにも拘わらず、フィールドキャリブレーションと比べてその研究は多くはない。また対話的に修正できる製品があるものの、手作業であるが故に同じデータでも作業する人間によってキャリブレーション結果が異なることや、同じ人間であっても作業する度に異なることがあり再現性が無かった。また作業にかか

る時間も問題である。

本稿では、可能な限り人間の介入を防ぐことによって、キャリブレーション結果の再現性及び作業の効率化の両方を得ることを目的とする。そのために入力は測定時に得られるセンサ情報及び最終的に適用するキャラクタのポリゴンのみを想定する。全体的な処理は以下のような2段階で構成される。

**ボーンモデルの作成** センサ情報から最小2乗法により骨の長さや、センサから骨までのベクトルを推定し、骨同士の連結性や動作の時間的な連続性を考慮して、最適なボーンモデルの動きを求める。

**ポリゴンの装着** ポリゴンデータファイルからポリゴンのサイズや骨座標系における装着位置を決定する。

以上の出力は、階層化された骨の角度情報と、ポリゴンの骨の局所座標系における位置であるので、アニメーション用ファイルフォーマットとして用いられているBVHやVRML形式に容易に変換することができる。

#### 2. 従来研究

対話的にキャリブレーションを行う製品としてはFilm-Box(:kaydara)がアニメーション製作の場で最も一般的に用いられており、光学式や磁気式を含む多種類のデバイスに対応しフィールドキャリブレーションも可能な総合的ツールである。ボディキャリブレーションに関しては、まずアクタと呼ばれる人型モデルの形状を被測定者に手動に合わせてから、センサ位置を手動で設定しアクタの動きを作成する。次にこのアクタに手動で合わせてボーンモデルの動きを作成し、更にこのボーンモデルに手動で合わせてキャラクタの動きを生成する。このように多段階を経る上、全ての段階で手作業を必要としているため、作業負荷が大きく、作業結果に安定性がないという問題がある。

† 東京工業大学 大学院 情報理工学研究所  
Graduate School of Information Science Engineering, Tokyo  
Institute of Technology

ボディキャリブレーションを自動化する研究としては、磁気式モーションキャプチャを用いて各骨の長さとおフセットを計算するものがある<sup>1)</sup>。そこではセンサ座標系から関節までのオフセットが固定であるという仮定の基で最小2乗法を用いて求めている。しかし解の最小2乗誤差が関節間の隙間となってしまうために実際にボーンモデルの構築までは行わず、求めた長さの妥当性を検証するに留まっている。

医療現場などで利用される正確な骨格構造を構築するための研究としては、従来は死体を解剖していたが、生きている個人の骨格構造は構築できないという問題があった。そこで近年MRIなどの医療機器を用いてモデルを構築する研究が盛んになってきている<sup>9),12),13),15)</sup>。しかしMRIなどの医療機器は非常に高価なものであるので一般のCGアニメーション製作の現場で日常的に使用するのは困難である。その上、適用するポリゴンデータなどによってはそこまでの厳密性は必要とせず、機能的なボーンモデルが構築できれば良い場合が多く普及には至っていない。

その他の手法としては、関節構造に注目し、関節部形状をポリゴンデータとして持ち、表面接触をシミュレートすることによって関節運動を生成する研究も行われている<sup>9)</sup>。関節をボールジョイントと仮定するよりも自然らしい動きを生成することが可能になっている。骨端形状のポリゴンデータは実際の人間から取得するのではなく人体模型をモデルとしているが、実際の人間の骨格には個人差があるので、生成された動作が現実の動作に本当に一致するかについて検証しなければならない。また衝突判定を行うため計算負荷が高く全関節に対して行うとリアルタイムでの処理は難しい。

また関連したものとして肩や腰部分の関節可動域を考慮に入れてより自然な動きを実現するモデリングの研究も存在する<sup>7),8),14)</sup>。但しサイズなどを決めるための人間の骨格構造情報の取得が前提となっているため、手作業でキャリブレーションしなければならないという点は変わらない。

### 3. ボーンモデルの生成

現在CGキャラクタを動かすためにはキャラクタのポリゴン分割に対応したボーンモデルを用意する方法が用いられている。通常、ボーンモデルには階層構造があり腰の骨をルート(根)とした木構造を成している。各骨の関節角は親の座標系を基準として定義され、1つのモーションは全関節角の時系列的な並びとして表される。これによりルートの骨の位置と全骨の角度情報だけで表現することが可能となり、全骨の位置及び角度で表現するよりも半分程度の情報量で済む。また別の骨格モデルに、異なる動作データ(時系列角度情報)を適用することにより新たに別の人間でセンサデータを取り直さなくても動作を生成でき、同様にキャラクタのポリゴンを差し替えても可能という汎用性の高さがある。近年、体中に点を配置しその点の動きからキャラクタを動かすという、ボーンモデルとは異なる手法が用いられる場合もある<sup>3)</sup>が、しかし前述した汎用性の高さや編集のし易さなどから今後もボーンモデルの必要性は高いと言える。よって本稿ではボーンモデルを対象に扱うことにする。またこのボーンモデルにはH-anim<sup>4)</sup>というCGアニメーションでの規格が存在するため、関節名称などがそれに対応した構造を前提にする。第1段階には以下のようにさらに2段階に分かれている。

**センサからの関節までのベクトルの推定** 事前処理として全時刻のセンサデータから最小2乗法を用い、センサ

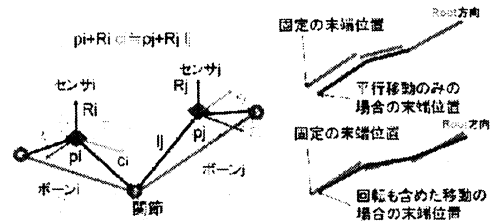


図1 左:センサから関節までのベクトル  
右上:平行移動による末端への誤差の累積  
右下:全骨による誤差の分散

から関節へのベクトルを計算する。これにより骨の長さが決定される。

**拘束条件の最適化** 上述によって求められたベクトルを使い、ボーンモデルに生じた隙間を解消する最適化を行う。

以降ではこれら2つについて詳しく述べる。

#### 3.1 センサから関節までのベクトルの推定

前述のようにボーンモデルを使用して動作を表すためには、予めパラメータとして各骨の長さが必要である。実際の人間にセンサを付けて測定する場合、関節部にセンサを取り付けたとしても実際の関節中心は体の内部であるため、センサの間隔を測るだけでは骨の長さとして適当ではない。また関節部にセンサを付けてしまうと、関節部は骨や皮膚及び衣服の動きが非常に激しい部分であるためずれが生じ易い。そこで比較的動きが少ない部分にセンサを取り付けることが多い。

この場合、図1の左のようにセンサから関節に向けてのベクトルを定義することによって骨の長さを求めることができる。このベクトルは各骨に対して1つの6次元情報が取得可能ならば、動作中の角度情報から最小2乗法により推定することが可能である。以降では時系列上で離散的なデータ集合において、1つの時刻におけるサンプルをフレームと表記する。ここで全フレーム数  $n$  としたときのフレーム番号  $k$  における、センサ番号  $i$  の3次元位置  $p_{ik}$  とセンサの座標系を表す  $3 \times 3$  回転行列  $R_{ik}$  を定義し、関節へのベクトルはセンサ座標系から見て固定であると仮定する。このとき関節を挟む  $i, j$  のセンサから2つのベクトル  $c_i, l_j$  は次のように導くことが出来る。

$$d_{ijk} = p_{jk} - p_{ik}, \quad (1)$$

$$\vec{d}_{ij} = \begin{bmatrix} d_{ij,0} \\ \vdots \\ d_{ij,n-1} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

$$Q_{ijk} = \begin{bmatrix} -R_{jk} & R_{ik} \end{bmatrix}, \quad (3)$$

$$\vec{Q}_{ij} = \begin{bmatrix} Q_{ij,0} \\ \vdots \\ Q_{ij,n-1} \end{bmatrix}, \quad (4)$$

$$u_{ij} = \begin{bmatrix} l_j \\ c_i \end{bmatrix}, \vec{d}_{ij} = \vec{Q}_{ij} u_{ij}, \quad (5)$$

$$u_{ij} = \vec{Q}_{ij}^\dagger \vec{d}_{ij} \quad (6)$$

式6は擬逆行列を用いている。式6で求めた  $u_{ij}$  は図1の左に示すように以下の条件を全て満たすときのみ式5の  $\vec{d}_{ij} = \vec{Q}_{ij} u_{ij}$  を満たす。

- 関節がボールジョイントである

- センサと骨の相対位置が固定
- センサデータにノイズが存在しない

上記の条件に1つでも当てはまらない場合は式5の右側は  $d_{ij} \approx Q_{ij} u_{ij}$  となる。このとき  $d_{ij}' \approx Q_{ij}' u_{ij}$  とすると  $d_{ij}$  と  $d_{ij}'$  の距離が一番小さくなるような解  $u_{ij}$  が算出されている。

ここで計算のために用いるフレームは集合の全要素を用いる必要はない。なぜならば通常、取得されたセンサデータは時系列的であることが多く、隣接したフレームは情報が非常によくなってきているためである。この性質を利用して計算時間の削減のために数フレーム置きにデータを利用したり、センサデータ間の距離を定義し距離に近いデータは利用しないといった工夫も可能である。

本稿では磁気式モーションキャプチャを用いたため1センサで6次元情報を表すが、近年広く用いられている光学式でも3つの位置センサを1つの骨に装着することにより位置と回転の両方の情報を取得できるので同様の議論が可能である<sup>6)</sup>。

関節までのベクトルが求まれば以下の式のように容易に骨の長さ  $x_i$  が求まる。

$$x_i = \sqrt{l_i^2 + c_i^2 - 2(l_i, c_i)} \quad (7)$$

但し、この場合1つのセンサの両側のベクトルが計算されていることが前提である。

### 3.2 拘束条件による最適化

前節で求めたベクトルを用いて実際に描画を行うと関節部に隙間が発生する。これは式6でも説明した通り、センサから関節へのベクトルが常に一定であるという仮定が厳密には成立していないためである。センサデータにノイズが存在しないとしても、皮膚や筋肉は動作中に僅かに変形する上、人間の関節は複雑な形状の骨表面部を滑りながら可動しているため式5は等号とはならず、この誤差が隙間となる。しかしアニメーションのキャラクタは多くの場合、理想的なボールジョイントで関節が構成されているので構造的な差異を必ずキャリブレーションのどこかの段階で埋めなければならない。

各骨の長さが固定であるという条件を解除すれば解決は容易であり、各関節の隙間の中点を新たな関節と設定し直せばよい。この場合、キャラクタのポリゴンが構造的差異の緩衝材としての役割を受け持つことになるため描画中に僅かに伸縮することになる。しかしアニメーションに利用される BVH や VRML などの形式では、骨の長さなどをヘッダパラメータなどで与える方式を取っているため、時刻毎に骨の長さに変化するデータは利用しにくい。また人間の動きをロボットに行わせるといった場合には、ロボットの各パーツは伸縮しないので扱うことが不可能になってしまう<sup>11)</sup>。このため各骨の長さは固定であることを前提にしてキャリブレーションを考える。

この場合、各関節の隙間誤差はそれぞれ単独でみれば小さなものであるため、各骨を僅かに移動及び回転させてしまえばその隙間を0にすることは可能である。最も単純で高速な計算方法は図1の右上のように階層構造のルートを基準に固定して、順に下の階層の骨を強制的に平行移動させて連結するという手法だが、これでは如何に各関節の隙間が僅かなものであっても最終的な末端(頭部及び四肢)へ誤差が累積してしまう問題がある。つまり図1の右下のように骨格全体で修正を行わなければならない。

#### 3.2.1 ばねモデルによる骨の連結

各骨を修正する際に、全ての骨の修正量が最も小さく

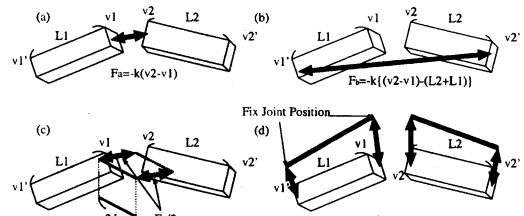


図2 (a):基本的な連結構造,(b):張力の発生構造  
(c):振れ制限構造,(d):固定関節ベクトル位置からの拘束

なるように連結させるには、逆運動法などを用いても可能である。しかし骨1つに対して6次元の自由度を持つため、全ての骨を同時に修正しようとするとステップ毎のヤコビ行列を求めるのに多くの時間を要してしまう。このため隙間を解消する方法を仮想的なばねを設定し最小エネルギーを状態を計算することで行う。この方法では次ステップに進むための勾配を決定するのに、数値計算による偏微分を用いずに簡単な和を行うだけで済むため高速に計算できる。基本的な連結の構造は図2の(a)のように関節部を挟む2つの端点  $v_1, v_2$  に対して力  $F_a$  を次のような比例定数  $k$  のばねモデルに従って発生させる。

$$F_a = -k(v_2 - v_1) \quad (8)$$

但し比例定数  $k$  は以降で説明する力と共通である場合もある。 $k$  は最終的に求められる修正にも影響があるが、それよりも振動による計算時間に与える影響の方が大きく経験的に十分小さな値であることが必要とされる。

但し、背骨等多関節構造の場合は全ての骨にセンサを付けることは難しいので、その間の骨の状態を推定しなければならない。この場合、図2の(a)のように単純に連結するだけでは、極端に折れ曲がった連結に陥る可能性があるため、全体的に骨が張るようにする必要がある。処理の一貫性のため力学モデルを用いてこれを実現すると図2の(b)のように長さ  $L_1, L_2$  の骨の連結部の端点  $v_1, v_2$  とは反対方向の端点  $v_1', v_2'$  同士に、次のような自然長  $L_1 + L_2$  の力を発生させる。

$$F_b = -k((v_2' - v_1') - (L_1 + L_2)) \quad (9)$$

また上述の構造では骨自体を軸とした回転についての制限は全く無い状態である。実際の骨の場合はあまりに振れが生じてしまうと捻じ切れてしまうので、特に背骨などの多関節部分の間の骨の補間や膝関節に対しては振れにくくする拘束が必要になる。これも同様に力学モデルに直すと図2の(c)のようになる。

図2の(c)は端点の垂直に距離  $d_w$  離れて2箇所、力の発生源が存在する。これは図2の(a)と併用が可能である。即ち2本の骨  $B_1, B_2$  が存在し互いに接続する場合、 $B_1$  の端点から見れば図2の(c)のような2箇所での力が発生しているようにさせながら、 $B_2$  の端点から見れば図2の(a)のような基本的な力を発生させることも可能である。この場合、力の大きさを調整するため2箇所での力の各比例定数は、基本的な連結の力の半分とする。このようにすると  $B_1$  は  $B_2$  の振れに合わせるように振れが発生するが、 $B_2$  は骨軸方向においては  $B_1$  の振れ状態に影響されることがない。これによって背骨の中で、首に最も近い骨と腰に最も近い骨のように、センサが装着されている骨はセンサの回転情報をそのまま使い、それらの間に挟まれる骨は補間をする

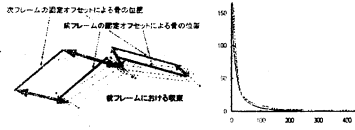


図3 左:前フレーム収束結果の利用  
右:縦軸:四肢の末端誤差の総和, 横軸:収束ステップ数

ように状態を決定することが可能となる。

### 3.2.2 固定関節ベクトルを用いた時間連続性の導入

前節における力の発生は単一フレームに対してのものであり、これらの力のみを用いてエネルギーが小さくなるように収束させることで最も適な解を得ることが出来る。この手法はエネルギーを極小化する物理シミュレーションに他ならず、最終的な収束解や収束速度は初期値に依存する。3.1節で求めたセンサ座標系から関節までの固定ベクトルを用いた位置(以降、固定関節ベクトル位置と表記)は、最適値に近いエネルギーを持つので初期値としては妥当である。但し、このまま収束を行ってしまうと無制限に初期値から離れて解が収束する場合が存在するので、図2の(d)のように固定関節ベクトル位置からばねモデルに従った力を発生させる。

しかし、毎フレーム初期値を固定関節ベクトル位置に設定して収束させると時間的に隣接したフレームの相関性が全く存在しない上、収束速度としても遅くなってしまふのであまり好ましくない。そこで時間的に隣接したフレームでは、図3の左のように前フレームの収束位置を初期値として用いることで、前フレームの収束結果から近い解に収束させることが可能になり、かつ計算速度も向上することにも繋がる。

構造にも依存するが、毎フレーム固定関節ベクトル位置を初期値にする場合に比べて約1.5~2倍の計算速度が得られる。

### 3.2.3 収束手法

前節までの力を発生させた状態から、実際に収束させるために骨にも仮想的に質量を与えている。単位長さ当りの重さ  $m$  を導入し、3.1節までで求めた長さ  $l_b$  に応じて質量  $M = l_b \times m$  を計算する。質量は骨の重心に集中しているものとする。同様に骨における慣性テンソル  $I$  も骨を  $d_x, d_y, l_b$  の外形寸法の直方体と考え、次のように設定する。骨は  $Z$  軸方向に骨軸が来るように定義する。

$$I_{xx} = \frac{M}{12}(d_y^2 + l_b^2) \quad (10)$$

$$I_{yy} = \frac{M}{12}(d_x^2 + l_b^2) \quad (11)$$

$$I_{zz} = \frac{M}{12}(d_x^2 + d_y^2) \quad (12)$$

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (13)$$

そして以下のように骨の両端点に発生する力から時刻  $k$  での3次元位置  $p_k$ 、オイラー回転角  $\phi_k$  の、ステップ幅  $\Delta t$  における次ステップの位置  $p_{k+1}$  と回転成分  $\phi_{k+1}$  を計算する。また  $\phi_k$  を回転行列に変換したものを  $R_k$  とする。

$$p_{k+1} = p_k + \frac{1}{M} \sum_{i=0}^N F_i \Delta t \quad (14)$$

$$N_k = \sum_{i=0}^N r_i \times F_i \quad (15)$$

$$\omega_k = I^{-1} N_k \quad (16)$$

$$\Delta \theta = \omega_0 \Delta t, \theta = \|\Delta \theta\|, \hat{u} = \frac{\Delta \theta}{\theta} \quad (17)$$

$$s = \cos \frac{\theta}{2}, (x, y, z) = \hat{u} \sin \frac{\theta}{2} \quad (18)$$

$$R_{k+1} = M_r R_k \quad (19)$$

ここで前節までに挙げたように力  $F_i$  には幾つかの種類が存在するので、 $N$  種類の力が端点に発生するものとし、それぞれについて剛体方程式から並進成分とモーメント成分を計算して総和を求めている。 $r_i$  は  $F_i$  が発生している基所の重心からの位置ベクトルである。また  $M_r$  はクオータニオンによる変換を行列上で行ったもので以下のように表される。

$$\begin{bmatrix} 1 - 2(y^2 + z^2) & 2(xy - sz) & 2(xz + sy) \\ 2(xy + sz) & 1 - 2(x^2 + z^2) & 2(yz - sx) \\ 2(xz - sy) & 2(yz + sx) & 1 - 2(x^2 + y^2) \end{bmatrix}$$

最後の  $R_{k+1}$  をオイラー角に逆変換をすることによって  $\phi_{k+1}$  を得る。ステップ毎にオイラー角に戻しているのは、計算機による三角関数の打ち切り誤差の影響で  $R_k$  の正規直交性が失われてしまうのを防ぐためである。本稿では加速度と速度による厳密な物理シミュレーションではなく、加速度をそのまま速度とする簡略化した手法を用いているが、その方が振動が発生せずに速く収束結果を得られる。また  $F = -kx^2$  や  $F = -\frac{k}{x^2}$  といった、より複雑な力を設定することも可能だが、前者のような力では十分近づいたときに  $F = -kx$  よりも収束速度が遅くなってしまい、後者のような力では十分近づいたときに逆に勾配が大きくなるため解を飛び越して振動が発生し易くなり、状況にもよるが両者とも  $F = -kx$  型の力よりも収束が遅くなる場合が多い。特に指数関数など含む力モデルを使うと、力を計算するだけで時間がかかってしまう。さらに生成されたボーンモデルの形状にも悪影響が生じ易いので、総合的に判断して  $F = -kx$  の力モデルを採用した。

### 3.2.4 収束結果の連結

シミュレーションによる収束は有限時間で打ち切らなければならないため厳密には隙間は0とはならないが十分収束していれば無視できる。最終的に関節角のみで姿勢を表現させるために、腰にあるキャラクタ座標系の原点(ルート)を固定基準として階層を下に辿りつつ強制的に平行移動して連結させることになるが十分に収束している場合、この方法でも末端に累積する誤差は小さくなっている。図3の右に示すように収束後の四肢の誤差は計算速度とのトレードオフの関係になっている。

以上の手法にはバネ定数に依存して収束結果や収束速度が異なる。実際には収束結果の違いよりも、シミュレーション過程において振動などが発生し収束速度に大きく影響することが多い。1つの骨に掛かる力の総和が大きい場合に振動が発生するが、どの値が最適かを判定するのは、最終的なモデルの構造などにも依存し非常に困難である。現実的には複数の骨が連結した場合に余裕を持つためにバネ定数は非常に小さい値にしているが、それでも振動が発生す

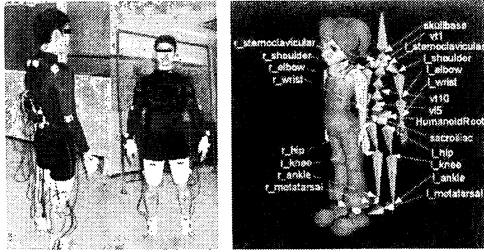


図 4 左:センサの配置, 右:作成するボーンモデルの形状

表 1 各パラメータの設定

|                   |                     |
|-------------------|---------------------|
| 装着センサ数            | 17                  |
| フレーム数             | 24707               |
| ばね定数              | 2.5(固定オフセット力のみ 0.6) |
| 図 2 の (c) の $d_w$ | 2                   |
| 骨密度               | 0.08                |
| 収束ステップ数           | 1000                |

る場合にはユーザ側で設定を行うことで回避している。

#### 4. ポリゴンの装着

現在はポリゴンの装着位置は骨座標系から固定としている。これは収束の段階でボーンモデルの各骨がセンサから固定ではなくなるので、骨の構築の段階で自由度を全て吸収できるためである。キャラクタのポリゴンは別のファイルから取得するが、サイズなどが修正されていないためそのまま装着することは出来ない。ここでボーンモデルを作成した際に、骨の長さでセンサから骨までの距離を計算可能なので、その情報を基にサイズを修正することが出来る。処理の流れは次のようになる。

- (1) 腕(上腕、前腕)、脚(大腿、脛)の計 8 箇所のポリゴンの境界球を求める。
- (2) 各ポリゴンに対応する骨の長さを取得する。
- (3) 対応する骨とポリゴン同士で、骨の長さでポリゴンの境界球の直径の比率を計算する
- (4) 上記の 8 箇所はその比率を利用してポリゴンのサイズを修正する
- (5) 8 箇所の比率の平均を、その他の部分のサイズの修正倍率とする

これは胴体部のポリゴンは分割の自由度が高いためサイズの予測が困難であるが、四肢の分割はほとんど関節で行われるためサイズの予測に利用し易いことによる。次節の図 6 は実際にポリゴン装着の処理を行い、その流れを示したものである。また装着位置については、ポリゴンの境界球の中心と骨の中心が合うように配置している。このため読んだファイルによっては適切な装着位置とはならない場合があるが、通常、直立や手を広げた状態を初期姿勢としていることが多く、手作業で僅かな修正を加えるだけで適切になる場合が多い。

#### 5. 実験結果

実際にアルゴリズムを適用しボーンモデルを作成した。実験に用いたセンサの配置と数、作成するボーンモデルの形状、及び計算するために設定したパラメータを図 4 と表 1 に示す。

H-anim はあらゆるキャラクタを想定した規格であるので全関節を用いることは実際にはほとんど稀である。今回

は背骨は 3 個、首の骨を 2 個にして実験を行っているが、本手法では背骨及び首の骨の個数は可変であり背骨が 4 個の場合などでも適用できる。但し、自由度が高すぎると解が 1 つに定まらないため、分割した各骨の長さは同じであるという条件を前提として計算する。また背骨と頸骨には図 2 の (b) 及び (c) の力を発生させている。

図 5 は実際に計算した描画例である。図の (a) での 3 軸は 1 つのセンサを表す。ここから最小 2 乗法を用いて固定関節ベクトル位置による骨を描画したのが (b) であり、各関節に隙間が生じているのが分かる。その状態で腰を基準に強制的に平行移動させて連結させた状態が (c) である。手や足の先端に存在する球はその部分に取り付けられたセンサの位置であり、強制連結しただけでは誤差が末端に蓄積されているのが分かる。(d) は固定関節ベクトル位置の骨を初期値として収束した状態である。僅かに関節に隙間が残っているが十分小さくなっているのが確認できる。(e) は収束後の状態から、腰の骨を基準として平行移動で強制連結したものである。(c) と同様に末端にはセンサの位置を表す球が存在するが、その球が隠れてしまう程に一致していることが確認できる。

24707 フレームを全て使用してセンサから関節までのベクトルを求めるのに Pentium4 3.8GHz でおよそ約 15 秒程かかる。また確実に収束させるために 1 フレームの収束ステップ数は 1000 としており 1 フレーム収束するのに平均して約 10 秒かかっている。また図 6 はここで求めたボーンに実際にポリゴンを装着したものである。

#### 6. 結 論

本稿ではセンサデータから自動的にキャラクタの動きを生成することを行った。生成には、まず最初に骨の長さ及びオフセットを最小 2 乗法で求め、次にそれを物理シミュレーションによって収束させることにより適切なボーンモデルの動きを生成できることを示した。最後にそのボーンモデルを基にポリゴンの装着位置を探索することによって自動的にキャラクタの動きも生成することを可能にした。これにより従来よりも人間の主観が介入する余地が減り、結果の安定性と自動化されたことによる作業の効率化を図ることが出来る。今後の課題としては、現段階ではサイズの修正の自動化に留まっているポリゴン装着を、カメラ画像などを用いることにより<sup>10)</sup>位置を含めて全自動化することが挙げられる。また全ての取得フレームにおいて行うようなオフラインのキャリブレーションだけでなく、一部のキャリブレーション結果を汎化することによりリアルタイムでの適切な動作を生成することが必要とされる。

#### 参 考 文 献

- 1) James F.O'Brin, Robert E.Bodenheimer, Gabriel J.Brostow, Jessica K.Hodgins. Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture. In *Graphics Interface Conference Proceedings*, 2000.
- 2) Piperakis Romanos, Suguru Saito and Masayuki Nakajima. Automatic Calibration of Magnetic Motion Tracker using a Bayesian-Neural Cascade. 第 18 回 NICOGRAPH 論文コンテスト 論文集, pp.61-68, 2002.
- 3) Eftychios Sifakis, Igor Neverov, Ron Fedkiw. Automatic Determination of Facial Muscle Activations From Sparse Motion Capture Marker Data. In *SIG-GRAPH2005 Conference Proceeding*, 2005

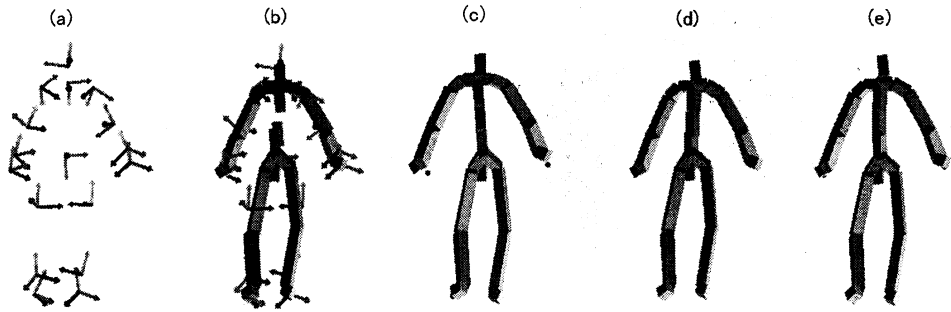


図 5 (a):センサのみの状態,(b):固定関節ベクトル位置による骨の状態,(c):固定関節位置ベクトル位置による骨を腰の骨を基準として平行移動させ強制連結した状態,(d) 本手法による収束後の状態,(e) 収束後の状態から腰の骨を基準に平行移動させ強制連結した状態

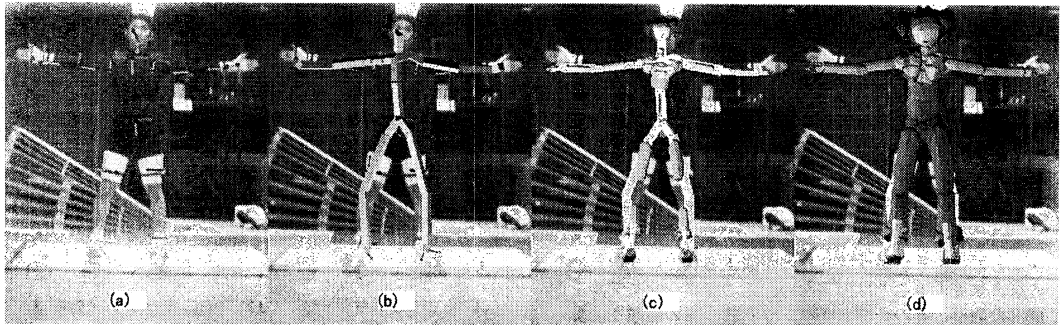


図 6 (a):カメラ画像とセンサ,(b):ボーンモデル構築,(c):ファイル読み込み,(d):サイズ修正

- 4) H-anima Humanoid Animation Working Group. <http://h-anim.org/>.
- 5) Anderson Maciel, Luciana Porcher Nedel, Carla M. Dal Sasso Freitas. Anatomy-Based Joint Models for Virtual Humans Skeletons. In *Computer Animation Conference Proceedings*, 2002.
- 6) Jonathan Cameron, Joan Lasenby. A Real-Time Sequential Algorithm for Human Joint Localization. In *SIGGRAPH2005 Conference Poster*, 2005.
- 7) Walter Maurel, Daniel Thalmann. Human Shoulder Modeling including Scapulo-Thoracic Constraint and Joint Sinus Cones. In *Computers and Graphics 2000*, Vol24, No2, pp.203-218. 2000.
- 8) MyungJin Kang, Hassan Sandri, Laurent Moccozet, Nadia Magnenat-Thalmann. Hip joint Modeling for the Control of the joint center and the range of motions. IFAC symposium on modelling and control in biomedical systems, Elsevier Science, pp. 20-24, August, 2003.
- 9) N.Magnenat-Thalmann, L.Yahia-Cherif, B.Gilles, T.Molet. Hip joint reconstruction and motion visualization using MRI and optical motion capture. Proceeding of the Austrian, German and Swiss society for biomedical technology congress (EMB), pp. 20-23, July 2003.
- 10) Peter sand, Leonard McMillan, Jovan Popovic. Continuous Capture of Skin Deformation. In *SIGGRAPH2003 Conference Proceedings*, pp.578-586, 2003.
- 11) Ales Ude, Curtis Man Marcia Riley, and Christopher G.Atkeson. Automatic Generation of Kinematic Models for the Conversion of Human Motion Capture Data into Humanoid Robot Motion. IEEE-RAS Int.Conf.Humanoid Robots, 2000.
- 12) Deanna Schmidt Asakawa, George P.Pappas, Silvia S.Blemker. Cine Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging As a Tool for Quantification of Skeletal Muscle Motion. *Seminars in MUSCULOSKELETAL RADIOLOGY*, Vol7, No4, 2003.
- 13) Eugene J.Alexander, Christoph Bregler and Thomas P.Andriacchi. Non-Rigid Modeling of Body Segments for Improved Skeletal Motion Estimation. *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 4(3-4);397-403, 2003
- 14) 青木慶, 川地克明, 河内まき子, 持丸正明. 動的肩関節回転中心推定手法に基づくデジタルマネキンの機能的肩関節モデリング. *デジタルヒューマン基盤技術 平成16年度成果報告書*, pp. 101-107, 2004.
- 15) 西村昌平, 小島深, 岩沢昭一郎, 森島繁生. MRI を利用した骨格抽出と高忠実な骨格および関節のモーションキャプチャリング. 第1回デジタルコンテンツシンポジウム 2005.