

M R I イメージからの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

小島 潔 西村 昌平 岩澤 昭一郎 森島 繁生
成蹊大学工学研究科 早稲田大学理工学部 ATR メディア情報科学研究所 早稲田大学理工学部

論文抄録

本研究では、全身のMRIイメージから計測対象である人物の骨格構造を忠実に再現し、光学モーションキャプチャシステムで利用するマーカの3次元移動量から骨の運動を再現する。MRIイメージの処理により人物の骨格・関節構造を得るが、標準骨モデルをこの計測結果に基づいて変形し、カスタマイズを施す。その後皮膚表面に添付された光学マーカの初期位置を仮想空間内の人体モデルに指定することで、仮想世界と現実世界とのリンクを確立し、複数のマーカ座標から骨の位置を決定する変換行列を求め、マーカの動きから骨の運動をキャプチャする。複雑な骨の回転変形や、皮膚表面でのマーカの滑りを考慮して補正し、高忠実な骨格および関節のモーションキャプチャを実現している。

Bone Extraction from MRI Images and High fidelity Motion Capturing of Bone and Joint

Kiyoshi Kojima Shohei Nishimura Shoichiro Iwasawa Shigeo Morishima
Seikei University Waseda University ATR Waseda University

abstract

In this paper , we present an extraction method of full-body bone structure precisely from MRI Image and a method for high fidelity motion capture of bone and joint from optical markers . Generic bone model is modified to fit to a personal bone structure to customize full body bone model . After initializing the position of virtual markers on the custom model , a link between model world and real marker world is completed and the transformation from several marker positions to bone location are decided . And then automatically bone motion are generated by the marker motion . Complex bone motion variation in rotational action and marker skidding on a skin surface are also considered to realize high fidelity bone and joint motion capturing .

1 研究背景・目的^{[1][2][3]}

近年、コンピュータの性能が大きく向上し複雑な処理が容易に行えるようになったことで、映画やビデオゲームなどのエンターテインメント分野、広告業界など、コンピュータグラフィックス(以下CG)における人物の描写が頻繁に行われるようになった。そして人物をより写実的に再現するために、実際の人物の動作情報を取得しCGキャラクタ

に投影する手法が用いられている。この作業にはMotionCaputureSystem(以下モーションキャプチャ)が多く利用されている。

モーションキャプチャの撮影では、予め定められたメーカー推奨のマーカ配置での撮影が基本となる。この場合、たとえ同一人物の場合でも、撮影の度に毎回正確に指定した位置へマーカを張る事は困難であり、被験者が異なる場合

には、骨格構造的に同一の意味合いを特定のマーカに持たせることは難しい。またマーカは皮膚の表面に貼られるために、自由配置されたマーカのモーションキャプチャデータから骨の長さや関節位置などを推定する為の方法は存在しなかった。メーカー推奨のマーカ配置での撮影を行った場合には、マーカ座標から定められた近似方法によって関節位置が計算され、スケルトンモデル(図1)が構築される。

しかし、メーカー推奨マーカ配置の場合の問題点としては、異なる被験者の場合も、指定位置から少々ズレて張られている場合でも、ボーン的位置を近似する計算方法は同一という点である。また、今までの筆者らが進めてきた被験者ごとのボーンキャプチャの方式も、マーカを添付したままMRI撮影を行わなくてはならないため、被験者に大きな負担を掛ける点などの問題があった。

そこで、本研究では撮影時のマーカ配置を仮想モデル上で1対1に再現し、かつマーカと骨格との相対位置関係を取得する方法を実現した。そして、実際に取得したモーションを再現するための人体モデルおよび骨格モデルは、カスタマイズされた実際の人物のものを作成し、このモデルを描画対象として利用することで、リアリティを大幅に向上することに成功した。

2 研究概要

本研究は同一の被験者に対して、MRI (Magnetic Resonance Image:磁気共鳴画像)の撮影とモーションキャプチャ測定を行う。まず、MRI撮影によって、各被験者の皮膚表面と骨格の形状の3次元モデルを取得する。このプロセスは各人物に対して一度だけ撮影を行い、画像処理によってMRI画像から骨格および皮膚表面の輪郭が断面スライスごとに半自動的に決定される。MRI撮影および個人モデルの構築の後、体表面の任意の位置にマーカ配置を行って、モーションキャプチャすることによってマーカの動きの3次元座標の時系列を取得する。MRI撮影によって取得された個人の皮膚表面モデルに、モーションキャプチャ時のマーカ座標を仮想的に指定することで、マーカと骨格との相対位置関係が計算され、実際に取得されたモーションキャプチャデータから、各骨格のパーツの位置および動きが自動的に計算されるというしくみである。



図1. スケルトンモデル 図2.Vicon 赤外線カメラ

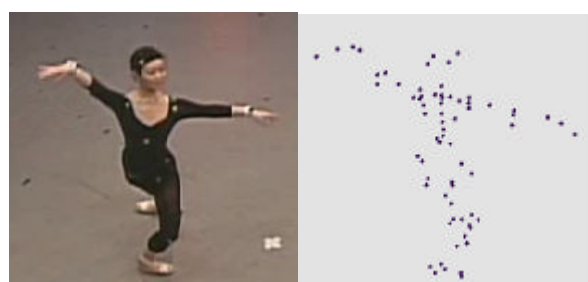


図3. モーションキャプチャのマーカデータ

3 動作情報の取得

3.1 モーションキャプチャデータの利用

本手法では光学式のモーションキャプチャシステムによって得られる被験者の動き情報を利用して骨格動作の制御を行う。モーションキャプチャシステムはCG業界で広く利用されている。人物の動作をデジタルデータとして取り込みコンピュータへ時系列のデータとしてリアルタイム出力する装置であり、その方式には磁気式や機械式など他にも多くのものが存在している。

光学式モーションキャプチャでは赤外線を放射し、かつ赤外光を撮影することのできる専用のカメラ(図2)を複数台用いて撮影を行う。マーカと呼ばれる直径数cmの球形反射材を各関節や部位に取り付けた被験者がモーションキャプチャで囲まれた空間を動き回ることによって各カメラに2次元情報としてマーカの軌道が記録されることになる。これら複数台のカメラのキャリブレーションを行った後に、3角測量の原理で再計算することで3次元空間上のマーカの座標を得るものである。カメラは専用のものを利用しているため、最高毎秒250Hzでの

データ取得が可能である。取得された3次元座標は高い精度が保証されており、被験者の動きの自由度も高い^[1]。また本稿では皮膚と骨格との相対位置関係のデータを利用して骨格の動きを制御するため、その自然な位置関係が阻害されてしまつては問題であるが、光学式では小さなマーカを体表面に貼り付けるだけでよいためその心配が少ない。よって光学式モーションキャプチャのデータを利用することは本研究の目的を達成する上で妥当であると考えられる。

3.2. 撮影方法

撮影はVicon社製モーションキャプチャカメラ12台を用いて行った。マーカの配置は骨格動作の制御を行うために、正確な位置が特定されている必要がある。骨格の動きを知ることが目的であるため、皮膚の動きを最大限に捕らえられるようマーカは直接皮膚に取り付ける。また、腕のひねりや曲げ伸ばしといった細かな情報を確実に取得できるように、Vicon社が推奨する標準マーカ配置をベースとして関節部分を中心に数点のマーカを追加して撮影を行った。

4 皮膚表面と骨格情報の取得

皮膚表面につけたマーカの3次元情報から人間の骨格動作を再現するためには、皮膚と骨の距離情報(つまりモーションキャプチャマーカと骨の相対位置)を得る必要がある、その上で、骨格形状や関節位置の情報も必要となる。

これに有効な手段としてはレントゲンやX線CT(Computed Tomography: コンピュータ断層)、MRIなどがよく知られている。しかし、レントゲンやCTはX線を用いるため被爆を伴い危険である。そこで被験者の安全性を考慮し、本研究ではMRIを利用するものとする。

4.1. MRI

MRIとは図4に示す装置であり、強力な静磁場を用いて体内に含まれる水素原子の共鳴信号を画像化することで体内の断面図を作成する医療器具である。人体には多くの水分が含まれており、それらは組織内の水素原子の状態によって共鳴周波数が異なるため、組織の違いを画素値の違いとして出力することが可能となっている。



図4. MRI装置



図5. 前腕の回旋運動



図7. MRIでのマーカ配置

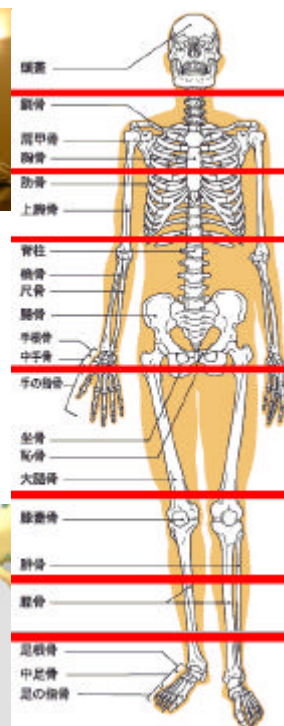


図6. MRI撮影区分

4.2. 撮影データ

骨格によっては、皮膚と骨の相対位置だけでは動きを表現出来ない箇所もある。皮膚と骨格との位置関係は様々な運動の中ですべりが生じるため一定ではない。よって骨格動作を再現するためには、骨格形状とあらゆる動きに応じた骨格と皮膚との相対位置情報とを取得する必要がある。しかしながらすべての動きを網羅することは不可能であるため、少ない撮影パターンでも骨格の動作を再現するのに十分な結果を得られるように考慮する。またMRI装置の大きさにも限度があるため撮影可能な姿勢も限られている。

腕は上腕骨、橈骨、尺骨の3本の骨が複雑に作用し、ねじれや屈伸といった動きを生み出す部分であると考えられるので考察対象とした。撮影姿勢は前腕部に焦点を当てたひねり3パターン(0度、90度、180度)である。(図5)

よってMRIの撮影によって取得するデータは大きく分けて2つである。1つは単純に被験者の皮膚表面と骨格から成る人物モデルを作成するための全身撮影であり、もう1つは前腕部に代表されるような骨が複数存在する部位の旋回した状態のデータである。

4.3. 撮影方法

MRI では高画質撮影に長い時間を要する。また撮影は完全な静止状態でなければ正確なデータを取得することができない。だが長時間同じ状態を保ち続けることは難しいので、撮影時間を短縮するような工夫が必要である。そこで全身の情報を取得するために、体を上から8分割して撮影を行った。(図6)

この撮影データを用いて皮膚モデルと骨格モデルからなる人物モデルを作成する。このデータの撮影によってMRI撮影の1つ目の目的である、皮膚付けたマーカと骨格との相対距離を取得する事が出来る。

次にMRI撮影の第2の目的である前腕部の旋回運動の撮影である。(詳細は7.2.)こちらの動作の撮影では、骨格の動作制御を行うために様々な姿勢を通してMRIのデータから皮膚の動きが算出できなくてはならない。そこでMRIで撮像できるような油分を含むカプセルをマーカとして皮膚に一樣に貼り付けて撮影を行った(図7)。図8は実際に撮影されたMRI画像である。小さなマーカがはっきりと写っているのが分かる。

MRIの撮影ではピッチを5mmとした。ただ断面方向のピッチが広いことで、マーカが未検出とならないよう、マーカの直径は8mmのものを用いた。よってマーカの塗布されている具体的な位置は、連続するMRI画像におけるマーカ断面の大きさから算出することができる。

5 骨格及び皮膚の抽出^{[3][5][6]}

取得したMRI画像を用いて骨格モデルを作成するためには骨格領域の抽出を行わなければならない。続いて腕部分における骨格およびMRI画像の特徴を示し、骨格抽出を行う手法について述べる。

5.1. 骨格の抽出

まず、図9. に示すような、腕や脚などの長骨のような、骨格の中心部に海綿質による高MRI値領域、その輪郭部分には緻密質による低MRI値領域が分布しているような場合、画素が骨格の低MRI値領域から筋肉組織の中MRI値領域に変化したと判断されたら輪郭と決定する。

続いて、図10. のような緻密質部がほとんどなく複雑な形状の骨格の場合について説明する。最

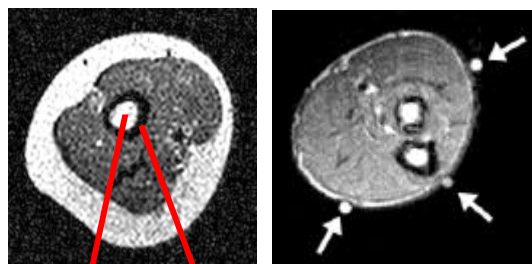


図8.MRI画像

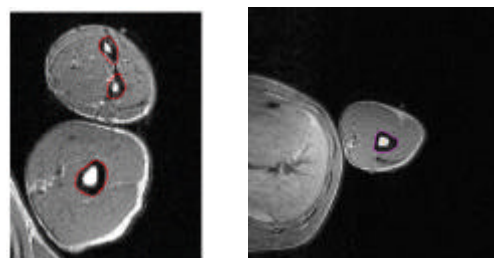


図9. 緻密質の多い断面図

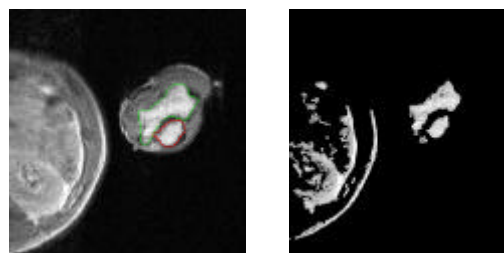


図10. 緻密質が少ない画像(左)と閾値処理後(右)

初に骨格の位置を目視で確かめ、大まかに指定する。続いて骨格領域が高いMRI値を示すことを利用して閾値処理を行う。閾値処理ではノイズ除去処理後に画像全体を占めるMRI値の上位1/3を骨格領域の候補とする。骨格領域では高いMRI値を示す部分が密となるはずなので、次に高MRI値領域が粗な部分を骨格領域の候補から除外する。本研究では各画素に対して近傍の48[pixel]内に高MRI値領域が16[pixel]以上存在しない場合を粗とした。残った骨格領域候補の全てに対して、最初に指定した骨格位置との比較を行い、最も近くにある骨格領域の候補を骨格と決定する。

5.2 骨格モデルの作成

MRI画像から抽出した骨格および皮膚の輪郭部分を、MRIのスライスの厚みを考慮し、3角形ポリゴンによってつなぎ合わせる事で骨格モデル(図11. 左)と人体モデル(図11. 右)を作成した。ここで言

う人体モデルとは、骨格モデルと同様に作成した皮膚モデルを組み合わせたモデルである。

しかし、作成した骨格モデルは、腕や脚の骨は比較的形狀が精度良く再現出来ているが、肋骨や骨盤ではモデルが欠けてしまっている箇所等が多く見受けられた。ただ、どの箇所の骨も大まかな形状は取得出来ており、被験者の特徴は再現出来ていると考えられる。

そこで、作成した骨格モデルを元に基本の骨格モデルを変形する事で、この被験者の特徴を失う事無く、骨が部分的に欠けるなどの問題の無い骨格モデルを作成する方法を次章で説明する。

6 3次元 RBFT^{[7][8]}

前章で作成した骨格モデルの特徴を活かしつつ、一般化された骨格モデルを変形する方法として、本研究では3次元放射基底関数変換(Radial Basis Function Transformation:以下RBFT)を用いた。RBFTは大域的なモデリングを適用することが出来る手法である。RBFTは放射基底関数と呼ばれる局在化した既定関数の重ね合わせにより、任意関数の補間を行う手法である。

今回使用したRBFTは以下のような式で表すことができる。

$$Wd|p| = Ad|p| + Rd|p| \quad (a)$$

ただし $Wd|p| = p' i (i = 1, 2, 3 \dots N)$ である。 p_i は基本骨格モデル、 $p' i$ はMRI画像から作成した骨格モデル、そして p は基本骨格モデルの任意の1点を示す。

$A(p)$ は式2に示す3次元アフィン変換を表す。

$$Ad|p| = Mp + b (M: 3 \times 3 \text{ 行列}) \quad (b)$$

$R(p)$ は放射変換である(式4)

$$Rd|p| = (R_x d|p|, R_y d|p|, R_z d|p|) \quad (c)$$

R_x および R_y, R_z は双方とも式4に示すようなRBFで表される。

$$\begin{aligned} R_x(p) &= \sum a_{ix} \times g_{d|p - p_i|} \\ R_y(p) &= \sum a_{iy} \times g_{d|p - p_i|} \\ R_z(p) &= \sum a_{iz} \times g_{d|p - p_i|} \end{aligned} \quad (d)$$

また、ガウシアン関数を基底関数とした。これら式の未知数 M, b, a_i を解くことでRBFTを決定した。基本骨格モデルの頂点全てに対してこの変換を行うことで、MRI画像から作成した骨格モデルの特徴を基本骨格モデルに適應することが可能となる。

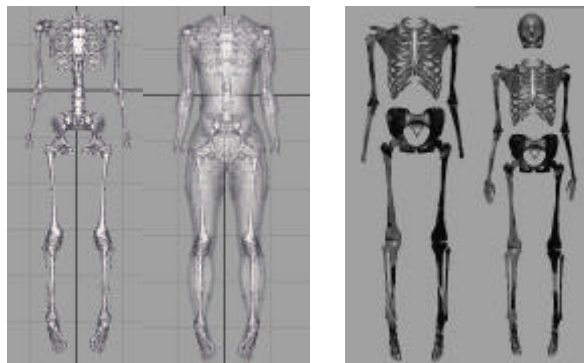


図11. MRI画像から作成した骨格モデル(左)と人体モデル(右)

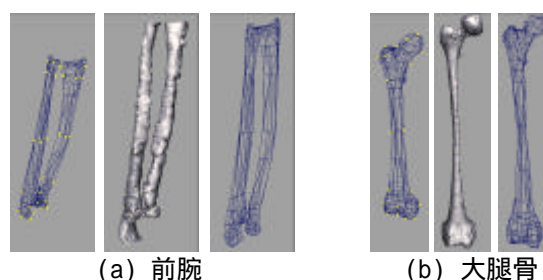


図13. RBFTによる骨格た骨格モデル(左)とモデル(左)と、頭と手を加えたモデル(右)

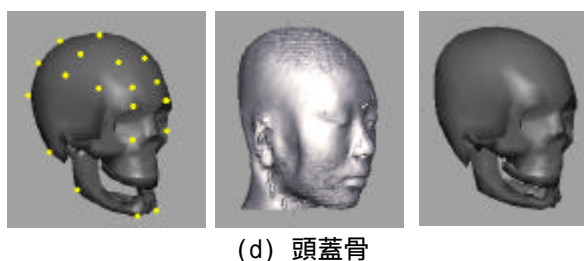
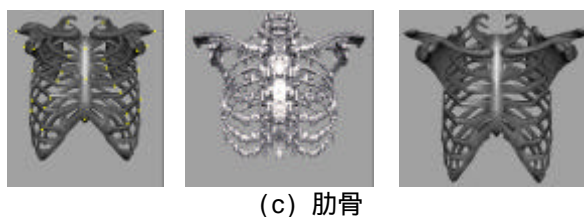


図12. RBFTによる基本骨格モデルの変形(左:変形前と特徴点、中:見本、右:変形後)

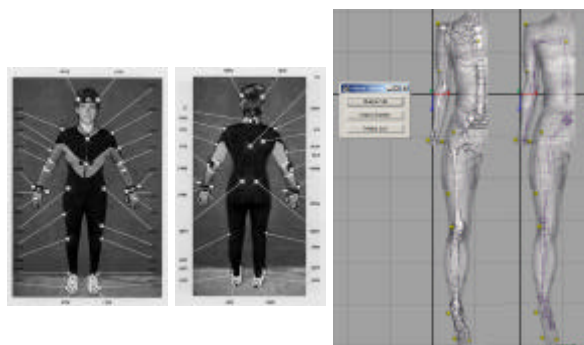


図14. 推奨マーカ配置(左2枚)、推奨マーカを配置した人物モデル(中)とスケルトンモデル(右)

RBFTによって変形、作成した骨格モデルを図12.(a)～(d)に、変形前のモデルと元にしたモデルと共に示す。また、図13.にはRBFTの変形によって作成した骨格モデルの全体像を示す。さらに、図13.(右)に示した図はMRI画像から作成出来なかった頭蓋骨と手の骨格モデルを加えた図である。頭蓋骨はMRI画像からの骨格モデルの作成は困難であったので、皮膚モデルを作成し、その皮膚モデルを元に基本骨格モデルを変形する事で作成した。手の骨格モデルに関してはMRIでの撮影画像には写っておらず、作成出来なかったため、モーションキャプチャの撮影時のマーカ6点(手首2点、人差し指第一関節1点、第二関節1点、薬指第一関節1点、第二関節1点)によって、変形し作成した。

7 マーカセッティング

モーションキャプチャの撮影では、Vicon社推奨のマーカ配置での撮影が基本だが、毎回正確に指定した位置へマーカを張る事は困難であり、撮影する人間によってマーカ配置が違う場合も多い。そういった場合、モーションキャプチャデータから骨長や関節位置などを推定するための確実な方法は無かった。そういった点を踏まえ、本研究では撮影時のマーカ配置を再現し、かつマーカと骨格との相対距離を取得出来るような方法を取る。

7.1 マーカセッティングツール

その方法として、MRI画像から作成した人物モデルにモーションキャプチャのマーカの代わりとなるようにマーカを配置し、骨格と皮膚との距離と共に、マーカと骨格との相対位置を取得出来るようなツールを作成した。(図14.(中))

ただし、マーカを配置する際は、撮影時の画像などを参考に手動によるマニュアル作業が必要となる。

7.2 関節の実位置と推定位置の違い

図14.にマーカセッティングツールによってVicon推奨マーカの配置と、推奨マーカをセットした人物モデル、推奨マーカから計算されたスケルトンモデルを示す。

図14.(中)から、マーカと骨格との相対距離が得られる。また、図14.(中)と(右)を見ての通り、実際の骨格の長さ、関節位置と計算から算出された関節位置などには違いが確認できる。

8 骨格制御^{[1][2][3][4]}

前章までで、人物モデルから骨とマーカの相対位置を求める事が出来ると考えられる。よって次は取得した相対距離によって骨格を制御する必要がある。本章では骨格制御に関して述べる。

8.1 相対位置の保存による制御^{[1][2][4]}

体の各骨を1本の棒に見立てて以下のような計算を行なっている。右肩には図15のように関節に体の前方向にRSH0、後ろにRSHBという2つのマーカが着いており、同様に右肘の関節にRELF、REFBというマーカ配置の場合を考える。肩関節の位置は肩に着けた2つのマーカからR_SHとし、肘関節の位置は同様に2つのマーカからR_ELと定める。まずZ軸に関する回転値 q_z を求める方法は、R_SHからR_ELへのベクトルを $a = [p, q, r]$ とすれば、

$$q_z = \tan^{-1} \left(\frac{p}{q} \right) \quad (1)$$

で表すことが出来る。

ここで、 \tan の範囲が-90度以上90度以下である事を考え、($p < 0$ かつ $q < 0$)又は($p > 0$ かつ $q < 0$)ならば+180度の補正を加え、($p < 0$ かつ $q > 0$)ならば+360度の補正を加えて、解の範囲を0度から360度になるように計算した。

さらに、 $p=0$ 、 $q=0$ の場合は、

($p = 0$)かつ($q > 0$)ならば $q_z=0$ 度
 ($p = 0$)かつ($q < 0$)ならば $q_z=180$ 度
 ($p > 0$)かつ($q = 0$)ならば $q_z=90$ 度
 ($p < 0$)かつ($q = 0$)ならば $q_z=360$ 度
 という条件を加えた。

次にx軸周りの回転 q_x を求める。 q_z を360度の範囲で考えて求めたので、 q_x の値は-90から+90までの範囲で考えれば良い。

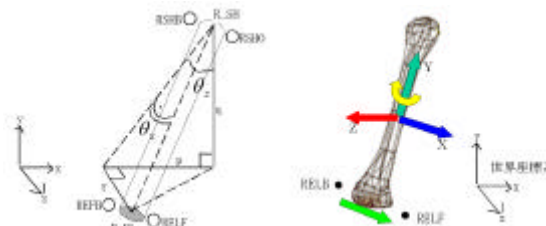


図15. マーカ位置と骨の向き(左)
骨の軸回転(右)

よって q_z の計算式は、 R_{SH} と R_{EL} との距離を R とすれば、

$$q_x = \sin^{-1} \left\| \frac{r}{R} \right\| \quad (2)$$

と表す事ができる。

q_z 、 q_x が求まったことにより、骨の方向は決定したが、最後に図15(右)に示すような骨自身のローカルなY軸回転 q_y を求めなければ骨の正しい向きには定まらない。

まず、静止状態でのRELBからRELFへのベクトルを求め、これを \vec{s} とする。そして任意の時間のRELBからRELFへのベクトルを \vec{t} とした場合、 \vec{t} と \vec{s} の成す角度を求めればよい。

8.2. 前腕部の骨格制御^[3]

マーカとの相対位置のみでは表現出来ない骨格動作の制御を行うために、様々な動きを通して皮膚と骨格の位置関係がどのように変化するかを考察する。

そこで上腕部における回旋の動作に注目する。ここで回旋角度は手首両端にある触診して骨の位置が分かる部分間を結んだ線と肘における同様の線とが成す角度を腕のひねりと定義する。図16は手首を0度90度180度(図5参照)の状態では撮影したひねり3パターンにおけるMRIデータから採取した骨格と皮膚に塗布したマーカである。ひねりの一連の流れを表すためにこれらの3つの姿勢間を線形補間により補うことにする。(MRI画像から求めた角度は厳密には0度、99.5度、172.1度であったが、表現上0度、90度、180度とする。)

しかし2本の骨がねじれながら回転するという動作は、1つの式で動作を表現するのは難しい。というのも骨単体の回転に加え、骨の回転軸が移動してしまうからである。

そこで、骨の回転と骨の回転軸移動を別々に求め、最期に合成することで骨格動作を表現する。

まず骨の回転を求める。先程定義した q に対して2本の骨がどれだけ回転するかを調べる。 $q=0$ 度の状態での2本の骨の角度を共に0度と定め、90度、180度での状態の各々の角度も求め、 f とする。扱う数値が3つなので、求めた角度を以下の2次方程式に代入すれば、骨の回転式を求める事が出来る。

$$f = aq^2 + bq + c \quad (3)$$

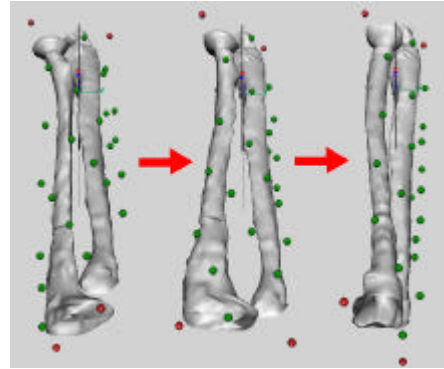


図16. 前腕部におけるひねりに応じた骨と皮膚の動き

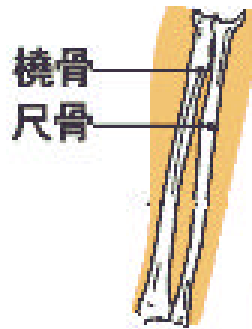


図17. 尺骨と橈骨

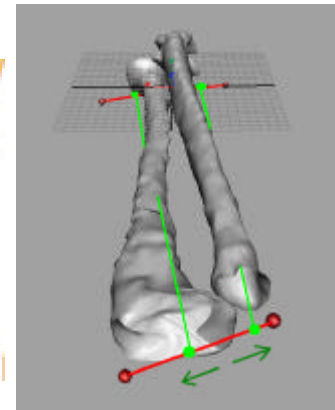


図18. 尺骨、橈骨の回転軸と回転軸の制御点

式(3)によって求めた尺骨、及び橈骨(図14. 参照)の回転式は以下の通りである。

$$\begin{cases} a = (0.008)q^2 - (0.134)q \\ b = (-0.127)q^2 + (1.101)q \end{cases} \quad (3)'$$

次に回転軸の移動を考える。ただし、各骨の回転軸の位置は図18に示すような制御点によって定義する。制御点の位置は手首及び肘の両端につけた2つずつのマーカを結んだ線分上を移動する。この制御点は、各骨を1本の円柱に見立てた場合にマーカ間を結んだ線分と交わる点とする。

ここで、マーカ間の線分上の中点を中心とし、各マーカまでの距離を1とする1次元軸を考える。この軸上で、腕のひねり $q=0$ 度、90度、180度の場合の制御点位置を求める。この値を以下の式(4)に代入すれば回転軸の移動を表す制御点位置の移動の式が求められる。

$$r = aq^2 + bq + c \quad (4)$$

以上から尺骨と橈骨の手首マーカ間及び肘マーカ間の線分上での制御点位置の移動式が以下のように求められる。

尺骨の制御点移動式(手首: r_{Wrist} 、肘: r_{Elbow})

$$\begin{cases} r_{Wrist} = (-0.2348)q^2 + (0.4337)q - 0.7492 \\ r_{Elbow} = (0.1564)q^2 + (-0.4052)q + 0.2864 \end{cases} \quad (4)'$$

橈骨の制御点移動式(手首: r_{Wrist} 、肘: r_{Elbow})

$$\begin{cases} r_{Wrist} = (0.0851)q^2 + (-0.2781)q - 0.5283 \\ r_{Elbow} = (-0.158)q^2 + (0.894)q - 1.0465 \end{cases} \quad (4)''$$

以上から、骨の回転を制御する式(3)'と、骨の回転軸の移動を示す式(4)'、(4)''を同時に利用することで、骨がねじれる動作をする前腕部の骨格動作を再現出来るようになったと考えられる。

9 まとめ

図19図20は本研究により作成したアニメーション画像である。骨格位置が再現出来たと言える。

本研究によって、皮膚表面に付けたマーカから体内の骨格位置を特定、そしてマーカのデータを利用して動作の制御が可能となった。本研究で作成した人物モデルに対してモーションキャプチャ撮影時のように仮想マーカを配置する事で、人物モデル上のマーカとモーションキャプチャデータ上のマーカとの対応を取る事が出来た。よって、マーカと各骨格との相対位置関係が取得出来る。モーションキャプチャの撮影によって、マーカ座標は3次元空間上で既知であるので、得られた各種情報を利用する事で3次元空間内での骨格の制御が可能となった。

骨格の制御方法としては単純にマーカとの相対位置を保存する事で、大部分の骨格の動作を制御できる。また、前腕部のように1つの部位に複数の骨が存在する場合には、前腕部が旋回した状態のMRIを撮影する事で制御を可能とした。この方法では同一の被験者によってモーションキャプチャを撮影する際、どのようなマーカ配置でも骨格動作の再現が可能であり、毎回のMRI撮影も必要無くなった。

今後の課題としては、作成した人物モデルを他の人物や、体型の変わった同被験者に汎用的に使用出来るような研究が必要である。

また、現段階ではモーションキャプチャで撮影したデータを再現しているだけであるので、モーションの構造的な記述を目指す。

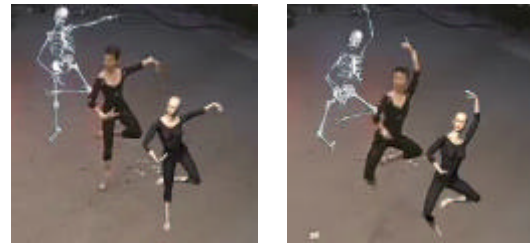


図19. 評価画像1



図20. 評価画像2

参考文献

- [1] 小島潔、杉崎英嗣、四倉達夫、森島繁生、"モーションキャプチャを用いた内部骨格の動作再現"、HIP2002 - 80(2003-03)、pp.19-24.
- [2] 小島潔、杉崎英嗣、四倉達夫、森島繁生、"古典バレエのモーションキャプチャリング"、電子情報通信学会総合大会、2003年
- [3] 田代和己、小島 潔、岩澤昭一郎、森島繁生、"前腕部の骨格動作推定"電気情報通信学会全国大会2003、D-11-143
- [4] Shoichiro Iwasawa, Kiyoshi Kojima, Kenji Mase, Shigeo Morishima, "How to capture absolute human skeletal posture.", SIGGRAPH 2003.
- [5] 横山耕一郎、北坂孝幸、森建策、日加田慶人、長谷川純一、鳥脇純一郎、"CT値の分布特徴を利用した3次元腹部X線CT画像からの肝臓領域抽出"、コンピュータ支援画像診断学会論文誌 Vol.7 No4_3 Jun.2003.
- [6] 系統解剖学
<http://web.sc.itc.keio.ac.jp/anatomy/>
- [7] Nur Arad and Daniel Reifeld, "Image Warping Using few Anchor Points and Radial Functions" The Eurographics Association 1994
- [8] Pushkar Joshi, Wen C. Tien, Mathieu Desbrun and Frederic Pighin, "Learning Controls for Blend Shape Based Realistic Facial Animation" Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation 2003