

# 筋骨格レベルの人体記述に基づく 動作評価・シミュレーションシステムの構築

佐藤 貴子<sup>†</sup> 坂木 和 則<sup>†</sup>, 有 澤 博<sup>†</sup>

本研究では、詳細人体モデルを用いた人体動作の負荷評価・シミュレーションを行うシステムを提案する。このシステムは、現実世界からの人体の体格計測、動作情報取得、詳細人体モデルに基づく評価・シミュレーションおよびその結果を正確に表示するという4つの要素技術から成る。本稿では特に、現実世界の人体の体格を測定し、個人に合わせた詳細人体モデルを作成したうえで、筋モデルに基づき姿勢・動作の評価を行う手法について述べ、要素技術に関する検証実験を行った。また、実際に人体動作の評価を行うことで、詳細人体モデルに基づく動作評価・シミュレーションシステムの有用性を示した。

## Construction of Motion Evaluation/Simulation System Based on Musculoskeletal Human Body Description

TAKAKO SATO,<sup>†</sup> KAZUNORI SAKAKI<sup>†</sup>, and HIROSHI ARISAWA<sup>†</sup>

This paper presents a human body motion evaluation/simulation system using a precise human model. This system consists of 4 component technologies: measurement of human physique, detection of human motion, evaluation/simulation by precise human mockup, and realistic display of those results. In this paper, we are focusing on measuring physique method, precise mockup generation, and motion evaluation method based on musculoskeletal model. Also, this paper describes the experiments, each of which proves the adequacy of component technology. Finally, it reports the result of a total experiment of motion evaluation/simulation system.

### 1. はじめに

人間とその周りの環境、すなわち道具、什器、機械との協調環境の設計や、より合理的な動作を行うための動作解析・評価は、これまで人間工学などさまざまな分野で研究が行われてきた。しかし、人間の複雑さゆえ、人体の構造や動きを分析し可能な限り簡略化したモデルによる評価や、作業現場でのアンケート調査による作業動作の苦痛の測定といった、大局的評価方法にとどまっていた<sup>1)~3)</sup>。

コンピュータ上に個人の体格・体型に合わせた詳細な人体モデルを作成し、さらに、その人体モデルに関節可動域、最大筋力など、個人の体のさまざまな特性を反映させることができれば、これまで行うことのできなかった負荷や苦痛の原因の究明にもつながり、さ

まざまな分野で利用価値があると考えられる。たとえば、高齢者やハンディキャップ者にも快適で効率的な生活空間の設計であるとか、製造現場の安全で正確な工程設計などでは、事前シミュレーションを行うことで、設計した空間・工程などが真に使いやすく安全であるかを設計段階から検証することが可能になる。また、リハビリテーション、介護などの医療関連分野においては、身体の状態や加齢によって目的に対する動作がどのように変化するか、あるいはトレーニングによってどのように改善されるかのプランニングや効果測定を行うことができる。そのほか、スポーツ・表現芸術など、身体を扱う多くの分野では、姿勢・動作の効率や快適性の定量的な評価やプロフェッショナルとアマチュアとの比較など、人体モデルを用いた負荷評価・シミュレーションを行うことの有用性は計り知れない。

ここで、人体モデルに求められるのは、本物の人体の特性を可能な限りそっくりそのまま表せる表現能力である。人体の姿勢・動作は、脳からの指令に基づき

<sup>†</sup> 横浜国立大学大学院  
Graduate School of Yokohama National University  
現在、株式会社 Realmedia Lab.  
Presently with Realmedia Lab. Inc.

筋が収縮し、骨格が動かされることによりもたらされる。負荷や疲労は、この筋の収縮にともなってもたらされると考えられるためである。

また、個人の特性を反映したモデルであることも求められる。これは、体格や身体特性の個人差による姿勢・動作への影響や、同一人物におけるトレーニング前後での動作の違いを知るために必要になってくる。

これまでに、人体のコンピュータにおける表現は、エンジニアリングシミュレータの人間モックアップや、バーチャルリアリティのための人間モデル「ヒューマノイド」など、いくつかの事例があるが、いずれも人間自体の持つ本質的な複雑さや可変性を十分に表現しているものではなく、上述の目的に沿うような、信頼性の高い姿勢や運動の評価を行うにはいたっていない<sup>4),5)</sup>。

しかしながら、一方で、個人の体格、姿勢、動作を現実世界から正確に取得してコンピュータ上に精密に再現し、かつさまざまな評価を加えることは、コンピュータ応用分野のなかでも難しい問題と目されてきた<sup>5),6)</sup>。なぜなら、体格に関しては、筋骨格は表皮や脂肪、他の臓器に覆われて直接見ることができないからである。そのうえ、動作の取得に際しては、関節1つとっても単純な回転運動ではないことも大きな障害となる。関節位置のずれは、モーメント計算にも影響をおよぼすため、評価に必要なデータであるが、たとえば、関節表面をすべりながら回転する運動（膝関節）や一方の骨の周りを他方の骨が回り込むように動く運動（前腕部）などは、その状況を外形から取得することは困難である<sup>6)</sup>。しかし、姿勢・動作に関しては、本来とるであろう姿勢・動作になるべく近い状態でデータを取得したいため、姿勢・動作の妨げになるような装置をつけることはできない。

そこで我々のグループでは、現実世界（リアルワールド）からとりこんだ体格や動作のデータをもとに、個人の体型・体格に合わせた筋骨格モデルによる人体動作評価・シミュレーションを行うシステムの開発を目標とし、要素技術の開発とトータルシステムの試作を進めてきた<sup>7)-10)</sup>。このシステムでは、筋骨格レベルで体格・動作を用いた評価を行うため、事前準備として体格や身体特性に関わるパラメータを細大漏らさず取得し、これと医学的に知られている知識や統計値を用いて、人体モデルが個人の実態に対応できるように調整（アジャスト）することを考えた。この人体モデルを、我々は詳細人体モデルと呼んでいる。

以後、本稿では、個々の要素技術は概観するにとどめ、要素技術の間で受け渡されるべき本質的な情報の

抽出とその記述方式、すなわち、それぞれの段階で人体の体格や姿勢に関する情報をどのような詳細度でどのように形式化・体系化すべきかについて考察した。

さらに本稿では、そのような詳細人体モデルの妥当性・有用性を示すため、現在構築中のプロトタイプシステムを用いて、椅子座時の動きを例として、肩・腰にかかる負荷評価を行い、有用性を検証した。

以下、2章では我々が目指す詳細人体モデルに基づく評価・シミュレーションシステムにおいてどのような流れで評価・シミュレーションを行うかについて説明し、3章でその具体的な手法に触れる。4章では、3章で述べた個々の手法について実際に行った例を示し、5章では、本研究の有用性を示すため、複数の被験者に対して行った評価・シミュレーションについて述べる。6章でまとめを述べる。

## 2. Info-Ergonomics シミュレーションの概要

人間と人間が使う道具・機械との関わり合い、さらに人間の動きそのものに関する研究が数多く行われている。その中の1つである人間工学は人間-機械系の研究と呼ばれることもあるが、人間工学では人間の身体特性（形状や重さ、関節可動域など）と作業時の人体の姿勢や動き、さらに作業時間などを測定し、それらを分析・力学的な近似を行うことにより定式化することが中心であった<sup>1),11)</sup>。しかしながら、人間工学は広い分野を対象にしているために、生じる問題も、その問題のとらえ方や解決の手法も、具体的にはすべてケースバイケースになってしまう、という問題があった<sup>2),3)</sup>。

さらに、人間工学のアプローチでは、姿勢や動作、作業時間などの測定値の分析や力学的な近似により、どういう姿勢・動作が苦痛をともなうのか傾向を分析するだけで、なぜその姿勢・動作が苦痛をともなうのか、という苦痛もしくは不快の原因にまで踏み込んだ分析は行われてこなかった<sup>2)</sup>。

これに対し、我々は、コンピュータ上に筋や骨格の構造・特性まで実際の人体にできる限り忠実かつ詳細に表現する能力を持つ人体モデルを作ることで、ある姿勢・動作をとったときに体の内部で筋や骨格がどのようなメカニズムで動いているのかを解明することが可能であると考えた。このことで、これまで行えなかった負荷・苦痛の原因を究明できると考えた。さらには、この人体モデルが持つ特性を個別化することで、被験者ごとの個人差を表すことが可能である。以降、この人体モデルを詳細人体モデルと呼び、議論を進め

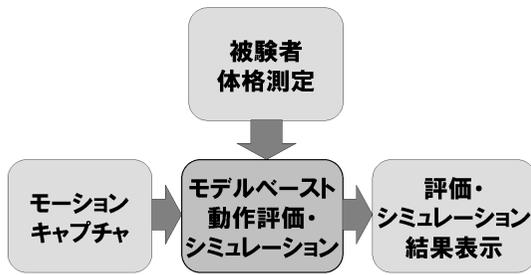


図 1 Info-Ergonomics シミュレーションシステムの概念  
Fig. 1 Concept of Info-Ergonomics Simulation System.

ていく。

我々は、コンピュータ中に詳細人体モデルに基づく評価・シミュレーションシステムを構築することを考え、情報工学に基づく新しい人間工学として、Info-Ergonomics という分野を提案してきた<sup>12)</sup>。さらに、詳細人体モデルを個人に合わせて調整（アジャスト）し、それに基づきシミュレーションを行うことにより、個人の特性に基づいた評価・シミュレーションの実現を目指した。

以上から、我々が考える Info-Ergonomics シミュレーションシステムの概念は図 1 のようになる。以下、それぞれのモジュールにおける処理の概要を示す。

- “被験者体格測定” では、実際の被験者から、体格や関節の動きやすさ（関節可動域）など、性質に関する情報を取得する。これは、後に個人ごとの特性を生かしたシミュレーションを行うため、詳細人体モデルを個人に合わせてアジャストするために必要なデータをとるモジュールである。また、部品のみならず、長さだけでなく、関節による接続位置に関する情報も取得する。このうえで、個人の体格・身体特性に基づく詳細人体モデルを作成する。
- “モーションキャプチャ” では、現実世界から、評価・シミュレーションの対象となる被験者の姿勢・動きを取得する。さらに、詳細人体モデルの姿勢・動作に変換する。
- “モデルベースト動作評価・シミュレーション” では、被験者体格測定で作成した詳細人体モデルに基づき、モーションキャプチャで取得した姿勢・動作を行った場合の体の各部にかかる負荷や危険性について、動作評価・シミュレーションを行う。
- “評価・シミュレーション結果表示” では、評価・シミュレーションの結果を、ユーザに分かりやすいように着色などを施した 3 次元 CG として表示する。

3 次元 CG により表現することで、動作中のどの時点に体のどこにどれだけ負荷がかかっているか、直観的に分かりやすいという利点がある。

Info-Ergonomics では、人体の体格、特性情報や動きのデータを現実世界から取り込むところから、個人の体型・体格に合わせた詳細人体モデルを作成し、人体動作評価・シミュレーションを行うまでのシステムの開発を目標としている。我々はトータルシステムを設計するにあたり、必要な装置（システム）、技術要素（ソフトウェア）およびそれらの間で情報をやりとりする形式（データフォーマット）を詳細に検討した。特にデータフォーマットに関しては、現在の CG やシミュレータで用いられているものは汎用性に欠け、かつ表現能力が十分ではないという観点から、いくつかの典型的な応用分野を視野に入れつつ、従来のものより詳細で、かつ実際の人体の筋骨格的な特性を再現できるものとなるよう考慮した。結果として、被験者体格測定/モーションキャプチャ、モデルベースト動作評価・シミュレーション、評価・シミュレーション結果表示には、それぞれ異なるコンセプトに基づく情報の体系化が必要であることが分かった。全体の概念図を図 2 に示す。

この概念をシステムとして実現する場合、大まかには、次の 6 つの技術を開発するべきであると考えている。

- (1) 現実の人体の体格・体型を計測し、個別人体の大まかな特性を反映した 3 次元幾何モデル（モックアップ）を合成する技術。
- (2) 多視点（多方向）からの同期ビデオ映像を用いて、被写体となる個人の動作を、(1) のモックアップの姿勢時系列として表現する技術。
- (3) (1) のモックアップをもとに、人体の詳細な姿勢を表現するための、個人の体格的な特性に合わせた詳細人体モデルを作成する技術。たとえばこの段階では脊柱を形成する 24 個の椎骨の位置関係が表現できる。
- (4) (3) の詳細人体モデルを用いて、(2) の人体動作を表現する技術。（すなわち、詳細人体モデルによって動作が記述される。）
- (5) (4) の動作において、関節にかかる負荷、筋力推定などの評価・シミュレーションを行う技術。
- (6) (1)～(5) までのシミュレーション評価結果を正確かつリアルタイムに CG として表現する技術。

以降、本稿では、上記のような機能分解が必要になっ

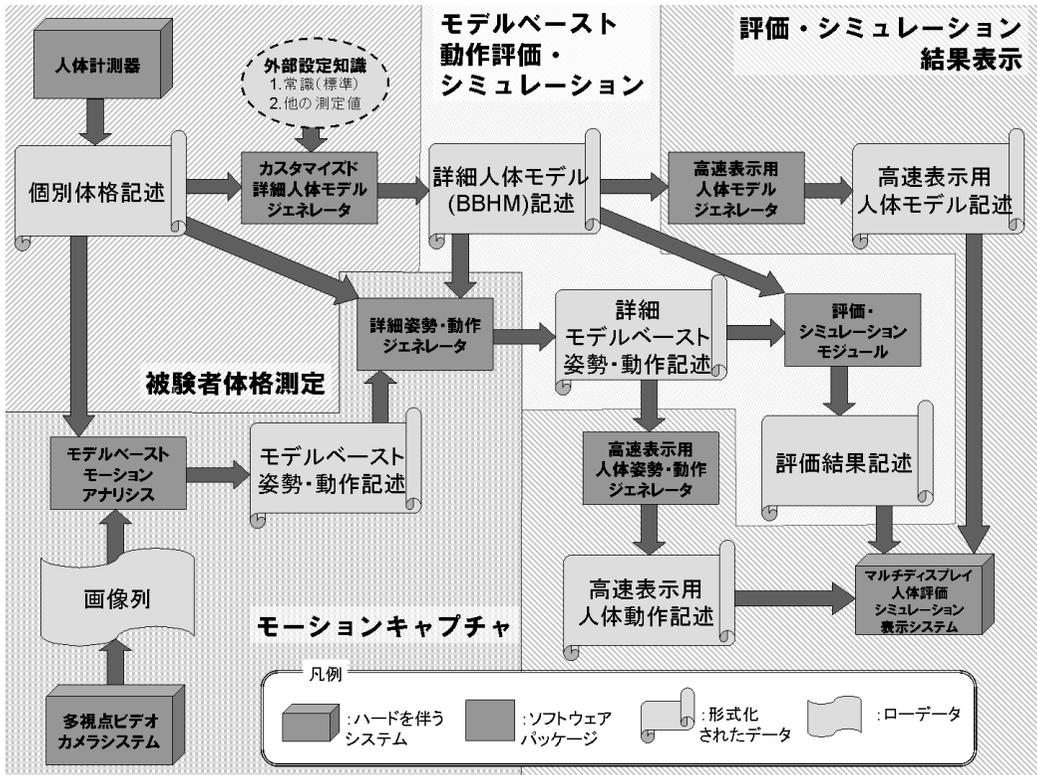


図 2 Info-Ergonomics シミュレーションシステム全体のデータの流れ  
 Fig. 2 Data flow of Info-Ergonomics Simulation System.

た理由、各機能の役割、相互関係などを述べてゆくが、ここで重要なことは、ある個人の詳細な人体構造をすべて現実世界からの測定データで作り上げることは、現在の技術ではまだできないことである。これは、筋・骨格は外側から位置を見ることができないこと、骨格だけに着目しても関節がずれるなど複雑な動きをすること、皮膚と骨の位置関係がつねに変化してしまうことなどのためである。したがって現実性という視点から、データの詳細度や取得については格段の注意を払う必要がある。上記(1)~(6)でもモックアップの作成と詳細人体モデルの合成を分けて考えている。

### 3. 詳細人体モデルシミュレータの構成

2章でも述べたとおり、我々は筋、骨格といった人体の内部構造を含む人体モデルを用いて、姿勢・動作に対する負荷や快適性などの評価・シミュレーションを行いたいと考えている。

しかしながら、筋骨格レベルで人体の体格や身体特性、および姿勢・動作の情報を測定することは、容易なことではない。我々がターゲットとしているのは、医学・医療分野というよりはむしろ、人間工学、労働衛

生、スポーツなどの分野であるため、姿勢や動作に対する評価・シミュレーションを行いたい人体や体格の詳細情報を得るために大がかりな医療機器(CT/MRIなど)を用いたり、侵襲な方法を用いることは現実的ではない。

そこで、我々が提案する方式では事前準備として体格・身体特性に関するパラメータを測定しておき、これらのパラメータと医学的知識とを組み合わせることで、個人にアジャストした詳細人体モデルを作成する。また、自然な姿勢・動作を取得するためには、姿勢・動作の取得時の負荷を可能な限り減らす必要があるため、動作の詳細化に関わるパラメータも事前に取得しておき、これをもとにモーションキャプチャで得られる姿勢・動作情報を詳細人体モデル用に変換することを試みる。

実測したパラメータだけでなく、医学的知識を用いることが評価・シミュレーションの精度を下げることにつながるのではないかという危惧を感じられるかも

体に害を与えること。傷をつけたり、放射線を浴びたりすることを指す。

しれないが、我々はむしろ、医学的知識を用いることによって、詳細人体モデルをより実際に近くアジャストできるのではないかと期待している。なぜなら、一般的に人体のつくりがどうなっているのかだけでなく、世代差や性別差による体格や身体的特性の違いについても研究が進められている<sup>11),13)</sup>ので、被験者の性別、年齢、疾病などに合わせて適用する医学知識を変えられるからである。

この考え方に基づき、本章では、図1に示したモジュールごとに、行う処理の目的や内容について述べる。

### 3.1 被験者の体格測定

我々は、個人の体格や、関節可動域や最大筋力など、年齢や生活歴などによって変化する特性を個人にアジャストした精密な人体モデルによる動作の評価・シミュレーションを目的としている。このために、まず、実際の被験者の体格や関節可動域など、被験者自身のデータの測定を行う。

ここで、取得すべきデータを整理すると以下のようになる。

- 被験者個人の体格（上腕の長さ、肩幅など）  
体格は、周囲の物体との位置関係に大きくかわるため、重要なファクタであるといえる。
- 被験者個人の特性（関節可動域など）  
仮に体格が同じであっても、年齢や性別、スポーツ経験があるかなど、個人ごとに体の“動きやすさ”は大きく異なるため、測定は必須である。
- 被験者の関節中心  
体の関節の位置は、個人ごとに大きく異なる（例：なで肩の人といかり肩の人、首に対する肩関節の位置の違い）。関節中心は、後に述べる動作取得の際にも動作評価の際にも基準となるため、重要な値である。

理想的には、被験者の体格・特性をそっくりそのまま反映した人体モデルを作成するためには、上述の項目を精密人体モデルの要素である骨や筋肉レベルで測定する、すなわち骨1つ1つの大きさ・形状や骨どうしの位置関係、さらには骨格レベルでの関節可動域の測定を行う必要がある。

しかしながら、これは容易なことではない。まず、骨格や筋は外見から見るができないため、大きさ、形状、付着位置などの情報を取得するためにはCT、MRIなどの装置が必須である。しかし、これらの撮像は費用面や装置の特殊性から、人間工学やスポーツ・表現芸術など、医用目的以外での利用は現実的でない。また、仮に撮像できたとしても、骨の周りを沿うよう

に付着している筋に対し、どこまでが付着位置でどこから先が単に隣り合っているだけなのか、を自動的に判別することは非常に困難である。このため、ある標準人体1体分の非常に精密なサンプルモデルを作成する<sup>14)</sup>ことが目的であれば不可能ではないが、被験者すべてに対してCT、MRI画像から体格を取得することは現実的でない。

そこで、被験者から測定する値は外見上測定できるパラメータのみにしぼり、後に、それらのパラメータから詳細人体モデルを作成することを考える。

外見上測定できるパラメータの項目としては、マルチン式計測法<sup>15),16)</sup>が知られている<sup>17)</sup>。しかし、マルチン式計測法は当初、人類学の観察を目的として計測項目を選定してきたため、124項目と非常に多く、そのうち52項目は頭蓋に関する計測項目となっている。そこで、我々はこの中から、後に詳細人体モデルの体格を作るうえで必要とされる項目のみを抜き出し、また必要に応じて項目を加えて、測定を行うこととした。具体的な測定項目としては、体を大きく動く関節で分割した各部位に対し、関節間距離など、大きさを特定するいくつかの長さ（測定するパラメータの数、内容は部位ごとに異なる）と、きをつけの姿勢における部品間の位置関係を測定した。

これに対し、関節中心の位置を求めることで、さまざまな姿勢・動作をとったときの部品間の位置関係が求められることになるのだが、関節中心の位置の測定は大変難しい。

関節は部位によって、数mm~2cm程度、一方に対して他方の骨がすべりながら移動する。この移動量は、関節角度に依存して変化するものであるが、移動量の測定は難しい。体表につけたマーカ位置とMRI画像とを比べ、マーカ位置と骨の位置の関係を求め、マーカ位置のみから骨の位置を求めようという取り組みもあるが<sup>18)</sup>、まず、皮膚の柔軟性などの影響を受けてしまうため、姿勢を変えた状態での骨位置を体表につけたマーカ位置から求めることは事実上困難である。また、仮にCT/MRIを用いたとしても、撮像中に関節可動域の最大まで関節を曲げることは装置空間の大きさから考えて困難である。骨に直接針を指し、その先端にマーカをつけることによる測定は試みられているが<sup>6),19)</sup>、侵襲な方法であるため医用目的以外でこの方法を用いることは困難である。そこで、現実的な手段として、医学的統計により求められた関節中心推定法<sup>20)~22)</sup>に基づき測定を行うこととした。

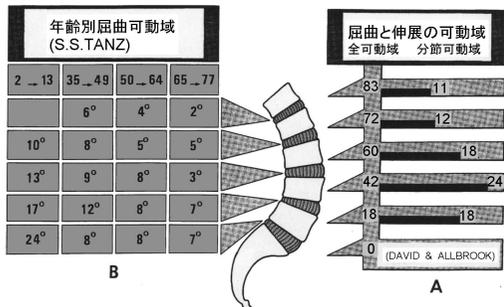


図 3 年齢別腰椎屈曲可動域 (文献 13) より抜粋)

Fig.3 Ranges of motion of lumbar vertebrae (referred from Ref.13)).

また、関節可動域についても、体格と同様、個々の骨間の関節可動域を測定することは通常では困難である。そこで、日本整形外科学会・日本リハビリテーション学会で策定した、関節可動域測定法<sup>23)</sup>に基づき、測定を行った。この方法は、もともとは整形外科医・リハビリテーション医以外の人にとっても関節可動域を共通の基盤で理解できるようにするために考案されたものである。ここでは、人体の構造を考慮し、極力、他の関節の肢位に影響を受けずに関節可動域が測定できるよう考えられている。また、関節中心の位置が厳密に分からなくても測定できるよう、部品ごとに軸を設定し、この軸間の角度として測定基準が決められていることも大きな利点である。

このようにして得られたデータの表現方法を付録 A.1 に示した。

以上により得られたデータを元に、詳細人体モデルの体格・身体特性データに変換することを考える。

まず、問題となるのは、体格・身体特性データを取得した際の部位の分け方と骨格構造とが必ずしも一致しないことである。たとえば、腰部の骨格は 5 つの腰椎がなだらかなカーブを描くように縦につながっているが、それらの個々の大きさや個々の関節可動域を測定することはできないため、腰部全体の大きさ、関節可動域を測定したにすぎない。ここで、医学的知識を用いる。腰椎の関節可動域に関しては、個々の椎間関節の可動域の年代差に関する研究が行われている<sup>13)</sup> (図 3)。この値を参考に腰椎全体の可動域を配分することで、個別の腰椎椎間関節の関節可動域を推定する。

また、これと同時に筋肉のモデル化も行う。筋肉は、起始、停止、中継点を結ぶ連続した線分集合

体の中心に近い側の、筋と骨の付着位置  
体の中心に遠い側の、筋と骨の付着位置

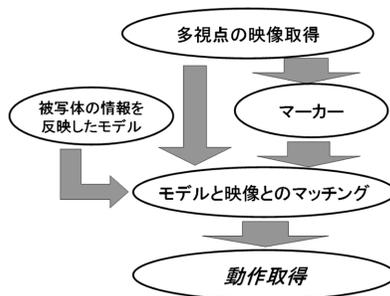


図 4 オブジェクトの抽出処理

Fig.4 The procedure of object extraction.

で表す<sup>24)</sup>。起始・停止・中継点の位置も実測することは困難であることから、医学的知識を利用して推定する。

以上をもとに、詳細人体モデルの個別データについての記述方法を付録 A.2 に示した。

### 3.2 モーションキャプチャの手法

動作をコンピュータに取り込む際には、なるべく対象となる人の動きに制限をかけずに、かつ、可能な限り正確に取得する必要がある。既存の技術、あるいは既存の技術を応用した新技術により、実現性のある取得方法をとることが重要である。そこで我々は、少数マーカ型モーションキャプチャシステムを開発することとした<sup>25)</sup>。

被験者にはなるべく体に負担のかからない状態で作業してもらうため、従来のモーションキャプチャシステムのように多くのマーカを人体の各部に取り付けることはできない。しかし、マーカを 1 つも用いずに画像処理のみから人体の姿勢を推定することは、詳細な姿勢評価に必要な精度が保証できない。また、姿勢推定には反復処理を行うため、時間がかかってしまう。そこで本システムでは、動きの邪魔にならないごく少数のマーカを人体に取り付け、これと画像処理による人体モデルを用いた姿勢推定と組み合わせることにより、被験者にはなるべく負担をかけずに短時間かつ高精度の姿勢推定を可能にする。被験者の動作を取得するための手順を図 4 に示す。

本システムでは、少ないマーカの数で動作取得を行うことを可能にするため、被験者の体格形状を頼りに正確な動作抽出を行うこととした。そのため、あらかじめ被験者の体格に合わせた仮想人体モデル(モックアップモデル)が必要となる。ここで用いるモック

筋の走行に近くなるように置いた仮想の点、ここでは骨の動きに運動して動くと考えられる。

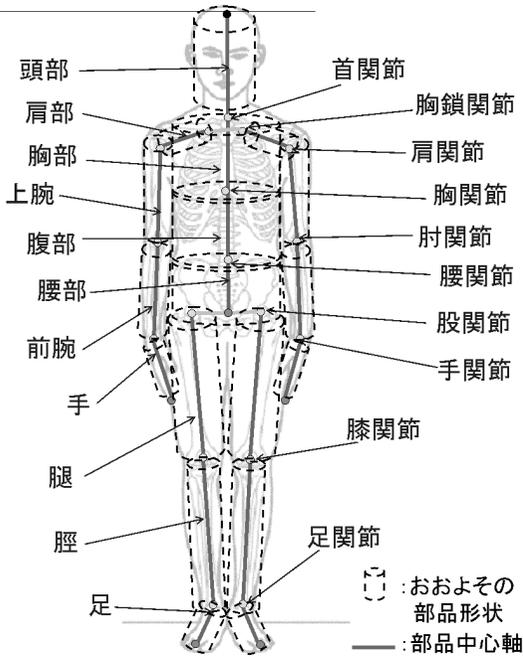


図5 モックアップ人体モデル  
Fig. 5 Mockup human model.

アップモデルとは図5に示すような剛体リンクモデルからなる。これらの各パーツの角度を変化させることによりさまざまな姿勢を定義することができる。このモックアップモデルと取得映像とのマッチングにより取得するデータの項目を付録A.3に示した。

しかし、図5のモックアップモデルの姿勢・動作は、部品数・自由度数ともに少なく、いわば大局的な姿勢・動作であるといえる。一方、骨どうしの間関節は、骨どうしがすべりながら回転したり、関節の間の軟骨が弾性を示したりする。このため、骨格の動きを精密にモデル化することは、医学的にみても非常に困難な課題とされている<sup>(6),19),26)</sup>。

そこで、大局的な姿勢・動作から詳細人体モデルの姿勢・動作へ変換する手法を考える。

まず、姿勢・動作を変換する前後で保存されるべき情報は何かを考えると、指先や足の位置など体の末端の部分の位置は、周囲の物体や床面の位置との相互関係から、正確に変換されるべきだといえる。そこで、少数のマーカーは体の末端を中心に付けることとする。

しかし、ここで、マーカー位置に合わせて他の部位の姿勢を決定しようとする、関節およびその自由度が複数あるため、解を一意に決定することは不可能である。そこで、解を一意に決定するために、身体特性の常識的な値、過去に実験などで得られている標準値を

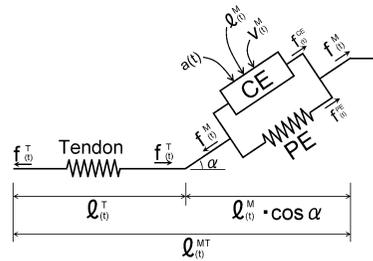


図6 Hill-type Model (文献27)を改変  
Fig. 6 Hill-type Model (modified from Ref. 27).

参照し、解の特定に用いることを考える。たとえば、腰部全体の曲がり角度に対する椎間関節1つ1つの関節角度の世代差に関する研究が行われている<sup>13)</sup>。この値を用いることで、図5のモックアップモデルの腰関節の値を大局的な腰部の関節角度とし、個々の腰椎の関節角度を求めることができる。

このようにして、姿勢・動作に関しても体格・身体特性と同様、疾病、年齢、性別などに合わせて適切な医学知識を用いることにより、アジャストの精度を高められると期待している。

以上のようにして求めた詳細人体モデルの動作情報の記述方式を付録A.4に示した。

### 3.3 モデルベース動作評価・シミュレーションの手法

以上の詳細人体モデルおよび姿勢・動作情報を用いたシミュレーションの一例として、ある姿勢に対し、筋の最大筋力を求める<sup>27)</sup>シミュレータを作成した。これは、骨格上の筋の付着位置や筋の走行を示す点を仮定したうえで、姿勢を変えることにより各時点で筋長がどれだけになったかを幾何的に求め、筋・腱の力学的特性モデル Hill-type Model<sup>27)</sup>に基づき、その姿勢における最大努力時の力を求めるものである。

Hill-type Modelとは、筋・腱の力学的特性を調べ、図6のモデルに従い筋の弾性・粘弾性、および腱の弾性を分析・数式化したものである<sup>27),28)</sup>。筋が発揮する力は、意識的に力んで筋が能動的に縮もうとする力成分と、筋が外力により引き伸ばされたときにそれに抵抗して縮もうとするばねのような力成分(受動抵抗力)に分けられる。図6は、これらの成分をそれぞれCE(収縮性素子)とPE(受動抵抗素子)が発揮すると考えモデル化したものである。

このモデルに従い、時刻  $t$  における筋の発揮する力を  $f_t^M$ 、そのうちCEの発揮する力を  $f_t^{CE}$ 、PEの発揮する力を  $f_t^{PE}$ 、腱の発揮する力を  $f_t^T$ 、筋の収縮速度を  $v_t^M$ 、筋と腱の長さの和を  $l_t^{MT}$ 、筋の長さを

$l_{(t)}^M$ , 腱の長さを  $l_{(t)}^T$ , 筋活性度を  $a(t)$ , その動作における最大努力時 ( $a(t) = 1$ ) の筋力を  $F_{(t)}^M$  とする。また, 最大努力時の筋力が最大となる時の筋の長さを自然長  $l_0^M$  と定義し, この最大筋力を  $F_0^M$ , 自然長での最大収縮速度を  $v_0^M$ , 自然長での腱の最大張力を  $F_0^T$ , 筋と腱のなす角度を  $\alpha$  とすると,

$$l_{(t)}^{MT} = l_{(t)}^M \times \cos \alpha + l_{(t)}^T \quad (1)$$

$$f_{(t)}^M = (f_{(t)}^{CE} + f_{(t)}^{PE}) \times \cos \alpha = f_{(t)}^T \quad (2)$$

$$f_{(t)}^{CE} = F_{(t)}^M \times g_1 \left( \frac{l_{(t)}^M}{l_0^M} \right) \times a(t) \quad (3)$$

$$f_{(t)}^{PE} = F_0^M \times g_2 \left( \frac{l_{(t)}^M}{l_0^M} \right) \times a(t) \quad (4)$$

$$F_{(t)}^M = F_0^M \times g_3 \left( \frac{l_{(t)}^M - l_{(t-\Delta t)}^M}{\Delta t} \times \frac{1}{v_0^M} \right) \quad (5)$$

$$f_{(t)}^T = F_0^M \times g_4 \left( \frac{l_{(t)}^T}{l_0^T} \right) \quad (6)$$

という式が成り立つ(ただし  $g_1, g_2, g_3, g_4$  は非線形な関係であり, 実験的に値の求め方が知られている)。

よって, 式 (2) に式 (3), 式 (4), 式 (5) を代入し, さらに式 (1), 式 (6) により整理すると,

$$\begin{aligned} & \left( g_1 \left( \frac{l_{(t)}^M}{l_0^M} \right) \times g_3 \left( \frac{l_{(t)}^M - l_{(t-\Delta t)}^M}{\Delta t} \times \frac{1}{v_0^M} \right) \right. \\ & \quad \left. + g_2 \left( \frac{l_{(t)}^M}{l_0^M} \right) \right) \times a(t) \times \cos \alpha \\ & = g_4 \left( \frac{l_{(t)}^{MT} - l_{(t)}^M \times \cos \alpha}{l_0^T} \right) \quad (7) \end{aligned}$$

という式が成り立ち, 変数  $l_{(t)}^M$  とする方程式を立てることができる。上記の説明で変数  $l_0^M$  (筋の自然長, すなわち最大筋力が出る際の筋の長さ),  $l_0^T$  (腱の自然長),  $v_0^M$  (自然長での筋の最大収縮速度),  $\alpha$  (筋と腱のなす角) は文献で用いられていた値<sup>24)</sup> を用い, 既知とする。

また, 関数  $g_1 \sim g_4$  は, 文献 27) より得た離散値をスプライン曲線で補間することにより得た。

時間順にシミュレーションすることにより,  $\Delta t$  時間前の筋長  $l_{(t-\Delta t)}^M$  も既知であると考え。筋の活性

度  $a(t)$  は, 筋電位計などの測定器具により測定し, かつ,  $l_{(t)}^{MT}$  (時刻  $t$  における筋・腱長の総和) と  $v_{(t)}^M$  (時刻  $t$  における筋の収縮速度) はモーションキャプチャで得た関節角度から幾何学的計算により求めるとすると, 式 (7) 中の変数  $l_{(t)}^M$  (時刻  $t$  における筋長) のみの方程式を立てることが可能である。これを解き, 得られた  $l_{(t)}^M$  を, 式 (2), 式 (3), 式 (4), 式 (5) に代入することで,  $f_{(t)}^M$  (時刻  $t$  における筋力) を求めることができる。

### 3.4 評価・シミュレーション結果表示に関する考察

体内での骨格の動きは外から見えないことから, 評価・シミュレーションの結果をユーザに分かりやすく提示する必要がある。そこで, 前章で述べた詳細人体モデルを 3 次元 CG で表示・再生させることを考える。

表示システムでは, 最低限, 実際の動きの速度と同じ速度で全身を姿勢・動作情報のとおりに動かして表示できること, および評価結果を何らかの形で重ね合わせて表示できることが求められる。

詳細人体モデルの表示を考えた場合, 骨格に着目すると, 骨 (= 剛体) が関節でつながっていることから, 剛体リンクモデルで表現するのが一般的な手法であると考えられる<sup>29)</sup>。ここでいう剛体リンクモデルとは, 部品間に“親子関係”を定義し, その子部品の位置は, 親部品のローカル座標系原点に対する移動とオイラー角による回転で表される表現方法を指す。これは, web 上で 3 次元幾何形状や 3 次元空間を記述する構造化言語として一般的である VRML (Virtual Reality Modeling Language, ISO/IEAC14772) を例にとると, Transform ノードを使ってモデルを作成することにあたる。この方法の利点は, 関節において互いの部品が接続している, ということを自明に表しており, 関節における部品の位置関係が直観的に理解できることにある。しかし, CG 表示時に, 親部品から子孫の部品にいたるまで順に回転行列をかけることから, 特に詳細人体モデルのように, 部品数・ポリゴン数が大きい剛体リンクの表示に際しては, 表示時の負荷が大きくなり, 実時間で表示が難しくなりうる。現在の計算機技術ではそれほど苦にならないといわれる場合もあるが, 高価なグラフィックボードなしでも表示できる環境を構築することを目指し, 表示システムの作成を試みた。

本システムはあくまでも表示が目的であることから, その姿勢に至る前に一周ぐりと回していたか否か, すなわち 360 度を超過して回転した場合 (多数回転) と 360 度以内の回転とを区別する必要がない。そこで我々は, 回転方式としてクォータニオンを採用す

その時点においてどれだけ力んでいるかを表す変数である。これは, 同じ姿勢でも, 力を意図的に加えた場合とそうでない場合で筋力が異なることを説明する変数である。

ここまでの変数はすべて, その時点における実際の筋・腱力を  $f$  で, 最大努力時の筋・腱力を  $F$  で表している。また, 筋 (muscle) に関わる変数・定数を上付文字  $M$  で, 腱 (tendon) に関わる変数・定数を上付文字  $T$  で, 自然長での定数 (筋に固有の値) を下付文字  $0$  で, 時刻  $t$  での変数を下付文字  $(t)$  で表している。

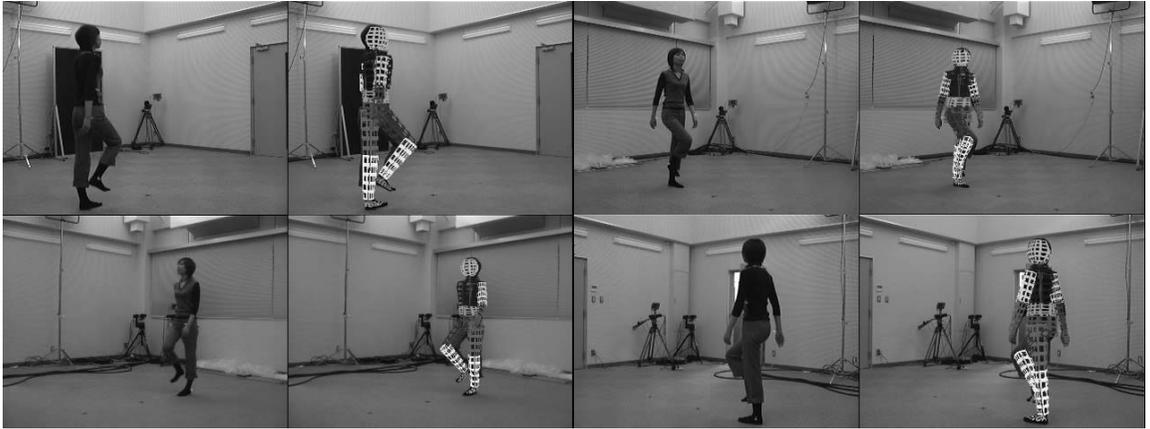


図 7 動作抽出結果

Fig. 7 The result of motion extraction.

ることとした。

また本システムでの目的は、モーションキャプチャから得られたデータをもとに解析・評価・シミュレーションを行った結果の表示であることから、インタラクティブに被験者の動作を操作し、変更する必要はないといえる。そこで我々は、あらかじめ子部品・孫部品に対するワールド座標系を計算しておき、それを再生する表示システムを構築した。

#### 4. シミュレーションに用いた技術の有効性の検証

3章で提案した手法の有効性を示すため、モーションキャプチャおよび複数の被験者にアジャストした詳細人体モデルを使って、同じ動作を行わせた場合に評価結果がどのように異なるかについて、実際に評価・シミュレーションを行った。

ここでの目的は、提案した個々の手法の精度と実現性を確認することである。

##### 4.1 モーションキャプチャに関する検証実験

図5の仮想人体モデルと、マーカを胴体の左右、両手首、両足首の計6個を用いて動作を抽出した結果を図7に示す。図7は、被験者を囲むように設置した4つのカメラについて、それぞれ、マーカを装着した被験者を撮影した元画像(左)と、モーションキャプチャの解析結果として得られた値をもとに被験者の体格にあわせた人体モックアップを元映像に重ね合わせた画像(右)である。どの視点からも、被験者とおおよそ同じ位置に人体モックアップが重ね合わせられているといえる。

ここで、後に詳細人体モデルで評価を行ううえで、モーションキャプチャに求められる精度を考えてみる。

マーカを手首および足首につけること、後の画像解析で映像中の被写体領域と人体モックアップの部品の領域とを比較することから、手首・足首の幅の半分、すなわちおよそ2.5cmより小さい誤差範囲内で収まっていなければならない。また、人体の姿勢を取得する際には、各関節について $\pm 5$ 度以内の誤差で取得できる必要があるとされている。

室内で実験してみたところ、マーカ位置は精度 $\pm 1$ cmで取得することができた。一方、このもとで関節角度を $\pm 5$ 度以内で取得するためには、前腕部では、肘の位置のずれが $\pm 3$ cm以内でなければならない。やはり室内で実験してみたところ、肘の位置の精度が $\pm 2.4$ cmと、いずれも上記の要件を満たしていることから、詳細人体モデルに基づく評価を行ううえで十分な精度を保っていると考えられる。

以上のとおり、マーカのおかげで実際の被験者の姿勢と極端に外れることもなく、また仮想人体モデルと画像とのマッチングによりマーカを取り付けていない部分においても要件を満たす精度となっている。このことから、少数マーカ型モーションキャプチャによって、被験者の動きを制限することなく、精度良く動作をコンピュータ上に取り込めることが示された。

##### 4.2 モデルベース動作評価・シミュレーションについての検証実験

Hill-type Modelを用いた動作評価の例として、4.1節で得た歩行動作である、8歩歩行した後、4歩で回れ右し、さらに8歩歩行した動作に対し、右脚部の筋力評価を行った。

前腕の長さを、成人男性の標準長である25cm<sup>11)</sup>として計算した。

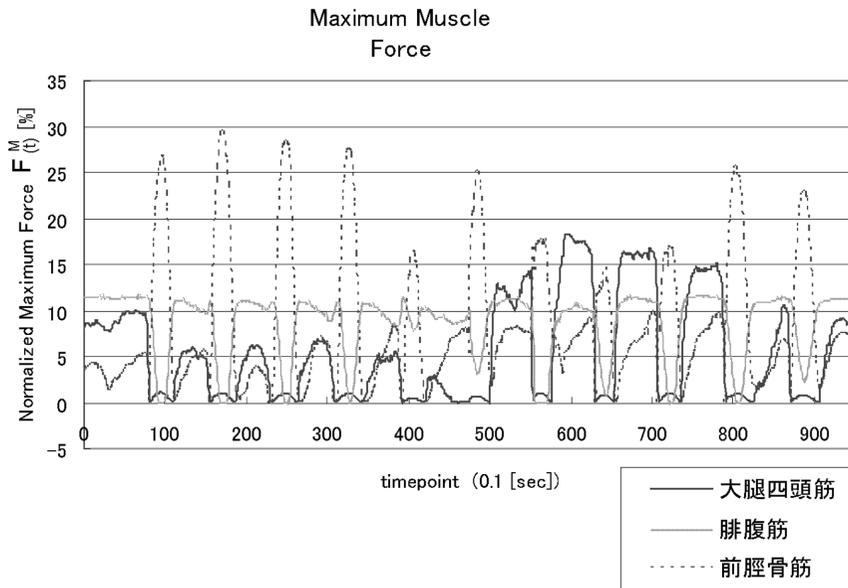


図 9 脚部についての筋力評価結果

Fig. 9 Evaluation result (maximum muscle power).

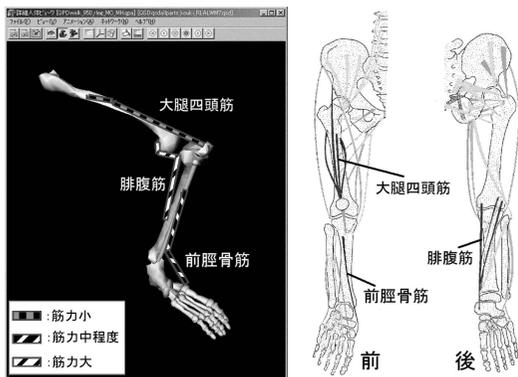


図 8 脚部についての筋力評価 (右は文献 30) より抜粋)

Fig. 8 Muscle power evaluation of right leg (Right image is referred from Ref. 30)).

3.3 節で述べた手法により、時点ごとの各筋が発揮する筋力を推定できることから、脚部の主要な筋 3 つに関して、シミュレーションを行った。ただし、筋の活性度  $a(t)$  は、筋電位計などの測定器具がない限り求めることができない。そこで、今回は  $a(t) = 1$  と仮定し、この姿勢で最大努力の力を出したときにはどれだけの力を出しうるのであるかを求める評価プログラムを作成した。

具体的に使用した筋は、図 8 右に示した 3 つの筋、大腿四頭筋 (膝の伸筋)、腓腹筋 (膝の屈筋)、前脛骨筋 (足首の伸筋) である。

この結果に基づき、筋を着色して表示したものを図 8

左に、それぞれの筋の解剖学的な位置を図 8 右に、また、計算により求めた最大筋力  $F^M(t)$  を  $F_0^M$  で割って正規化した値のグラフを図 9 に示す。図 8 左で、骨の周りに折れ線分が表示されているものが筋である。評価結果は、筋の色を結果に応じて着色することにより提示する (図 8 では、グレースケールでも分かりやすくするため、線種により提示している)。この例では、最大努力で発揮しうる筋力は腓腹筋が最も高く、前脛骨筋、大腿四頭筋の順に低くなっていくという結果が得られた。これは、“腓腹筋が膝の屈筋である” という筋肉の役割と、この時点での姿勢が、歩行中の腿を挙げ膝を曲げた状態であるということから、おおむね合理的に説明ができ、良好な結果が得られているといえる。

また、図 9 から分かるように、歩行の周期に合わせて最大筋力も変化している。

このように、筋骨格レベルで人体をモデル化することにより、筋や腱の動きにまで踏み込んだ評価・シミュレーションを行うことが可能になったといえる。

#### 4.3 評価・シミュレーション結果の表示の実例

作成した表示システムにより、4.2 節までで得られた動作を表示した例を図 10 に示す。上図が、カメラで撮影した映像にモーションキャプチャで得られた動作データに基づきモックアップを重ね合わせたもの、下図が詳細人体モデルに動作を変換し表示させたものであり、一連の動作の中からとびとびの 8 時点分を時

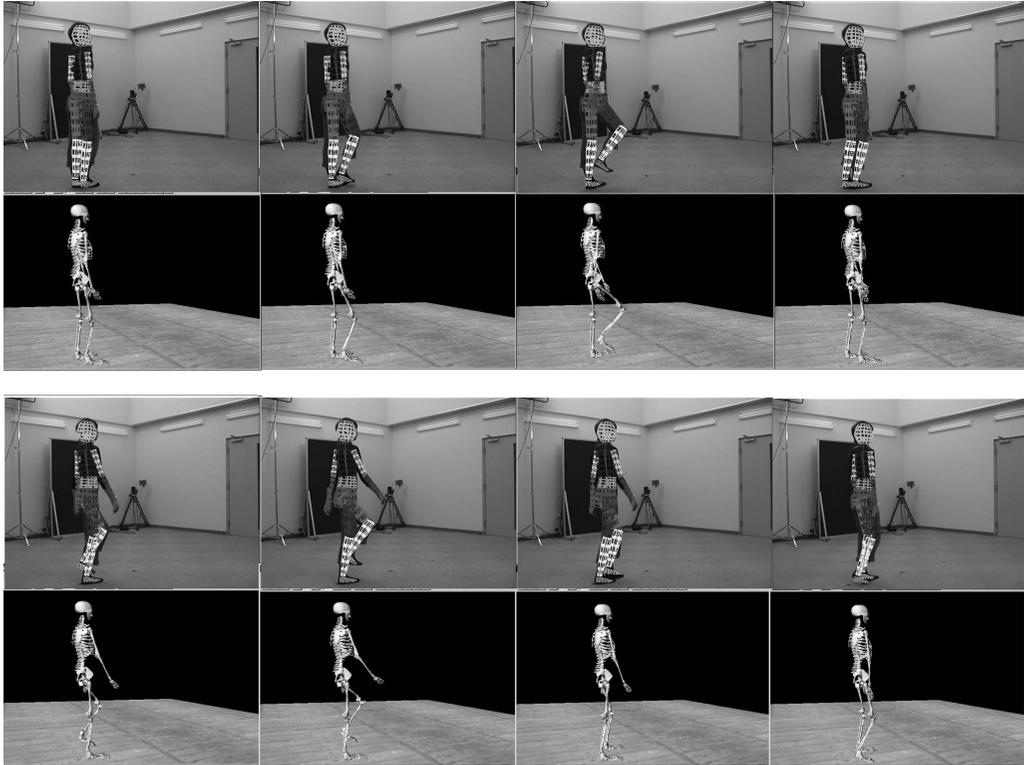


図 10 評価・シミュレーション結果表示例

Fig.10 Example of evaluation/simulation result.

系列的に並べている．時点ごとにそれぞれ，およそ上図のモックアップと詳細人体モデルとが同じ姿勢を表していることが見てとれる．

##### 5. 詳細人体モデルに基づく動作評価・シミュレーションシステムの有用性の検証

4章までは，詳細人体モデル，とりわけ筋骨格に関する情報の取得・評価方法，およびその検証について述べた．以降は本研究の提案システム全体としての有用性・有効性を示すため，複数の被験者にカスタマイズした詳細人体モデルを使って，同じ動作を行わせた場合に評価結果がどのように異なるか，多くの骨が関与する動作で実際に評価・シミュレーションを行った．

対象とする動作は，椅子に座った状態から椅子の斜め後ろの床に置いてある物を取る，という動作である(図11)．

椅子に座った状態は，脊椎の動き方が立っている状態とは異なることが知られている<sup>13)</sup>．また，体格が異なることにより，椅子に対して同じ位置に置かれた物体でも，手を届かせるためにどれだけ胴体(体幹)を曲げ・ひねらなければならないかが異なる．さらに，腰椎の個々の関節の関節可動域は，個人差や年齢によ

て変化する<sup>13)</sup>．

以上の点から，同じ高さの椅子に座り，同じ位置に置いた物体に手を伸ばしても，人によって姿勢が異なり，かかる負荷も変化する．

今回は，被験者として20代から50代までの男女15人に動作を行ってもらい，このときの脊椎の動きとその人の世代における標準的な可動域との比較を行った．

このうち被験者4人に関する測定結果を図12に示す．

図12では動作完了時(物に手が届いた状態)の脊椎の側屈角度を示している．横軸は，個人の対格差を吸収するため，脊椎全体の長さが1となるように正規化を行っている．一方，縦軸の累積関節角度というのは，腰を基準としたときに腰からその位置に至るまでの間にどれだけ脊椎が側屈したかを表している．すなわち，横軸が1のときに脊椎の上端であり，このときの累積関節角度が，脊椎全体での側屈角度を表している．

グラフから分かるように，50代と比較して，20代では合計20度も関節を大きく動かしており，被験者はおおよそ標準的可動域内で動いている．これは，50代の被験者が脊椎の側屈だけでは物に手が届かず，体

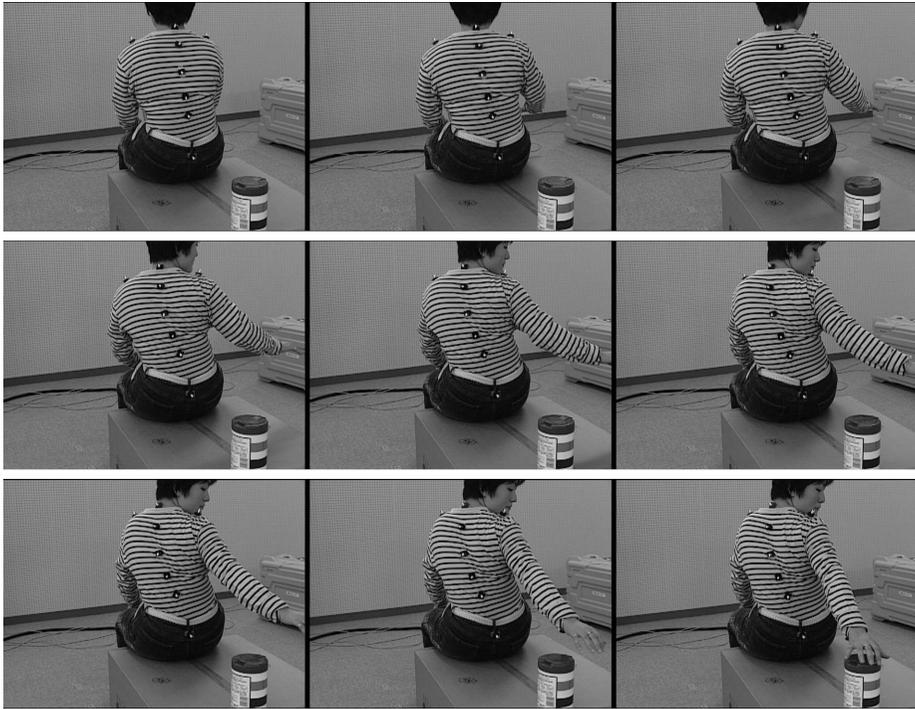


図 11 評価実験を行った動作

Fig. 11 Motion of evaluation experimentation.

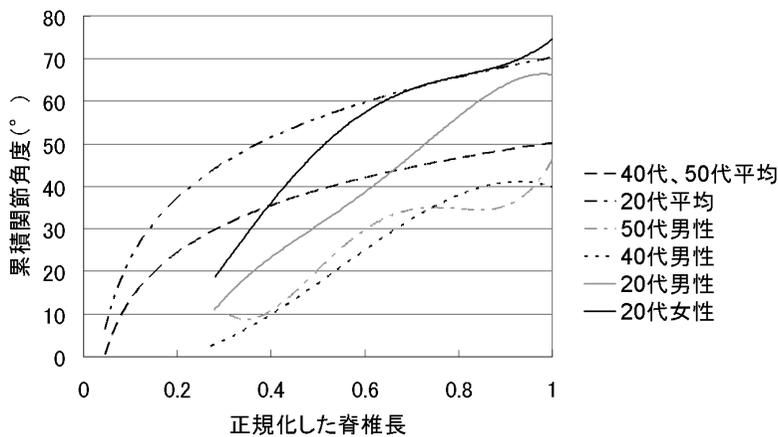


図 12 測定結果と標準可動域

Fig. 12 Experimental result and normal range of motion.

ごと動いているため、20代の被験者にはあまり負荷がかかっていないことを示唆している。

今回の被験者全員に対して、関節可動域との比較を行ったところ、40代以上では全員が脊椎の動きだけで動作を行えなかったのに対し、20代では全員が脊椎の動きだけで動作を行ったうえ、46% (13人中6人) が標準的な関節可動域の範囲内で脊椎を動かしていた。この6人と残りの被験者との間には、性別および身長

について有意な差は見られなかった。

このように、世代別に人体モデルをアジャストし、かつ評価においても世代や性別を考慮に入れることで、より実際の人体の状態に即した、効果的な評価・シミュレーションができるのではないかと期待できる。

## 6. まとめ

本稿では、工場における工程設計や医療分野など

に利用できる，人体の動作に対する負荷評価・動作シミュレーションを行うための詳細人体モデルに基づくシミュレータについて概要を示し，シミュレータを構築するうえで取り扱うべき情報を考察した．また，実際にこのシミュレータに基づく負荷評価を行ってみることで，詳細人体モデルの有用性を示した．

本稿で提案した方法は，詳細人体の定義1つをとっても，非常に多岐にわたる項目から我々独自の判断で必須の項目を抜き出している点は否めない．妥当性，必然性については，今後，多くの実験を通して検証し，あるいは修正していく必要があると思われる．しかし，本稿で主張したデータの構成法，変換の基本的な考え方はその場合でも十分に有効であると考えている．

今後の課題としては，関節における骨のすべり，個々の筋肉に対する最大筋力などの推定法の精度を上げ，より実際の人体に近い詳細人体モデルを作成する手法を確立すること，また，疾病などにあわせてさらに細かいモデルのアジャストを行えるようにすることなどがあげられる．

謝辞 本研究の人体モデル作成に関しては，整形外科学的な立場から，横浜市立大学医学部附属病院医療情報部根本明宜先生および宇都宮大学機械生産学工学講座酒井直隆先生に，種々の示唆をいただいた．ここつつしんで感謝の意を表する．

また，本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金（基盤研究（A）（1）16200004）による．

## 参 考 文 献

- 1) 長町三生：現代の人間工学，朝倉書店（1986）。
- 2) 林 喜男：人間工学 改訂版（経営工学シリーズ11），日本規格協会（1987）。
- 3) Bridger, R.S.: *Introduction to Ergonomics*, 2nd Edition, Taylor & Francis Inc. (2003).
- 4) 渥美浩章：コンピュータマネキンへの期待，バイオメカニズム学会誌，Vol.23, No.1, pp.3-7 (1999)。
- 5) 長谷和徳：コンピュータマネキンにおける身体動作の生成，バイオメカニズム学会誌，Vol.23, No.1, pp.18-23 (1999)。
- 6) 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：人体関節診断用3次元計測システムの開発，北海道立工業試験場報告，No.292, pp.139-148 (1993)。
- 7) 佐藤，永野，富井，有澤，酒井：骨格モデルを用いた人体動作データベースの構築，情報処理学会論文誌：データベース，Vol.42, No.SIG1(TOD8), pp.92-102 (2001)。
- 8) Arisawa, H. and Sato, T.: Human-Body Motion Simulation using Bone-Based Human Model and Posture Database, *4th International Scientific Conference on Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders (PREMUS 2001)*, p.128, Amsterdam, the Netherlands (2001)。
- 9) Arisawa, H., Sato, T. and Tomii, T.: Human-Body Motion Simulation Using Bone-Based Human Model and Construction of Motion Database, LNCS2465, Arisawa, et al. (Eds.), pp.115-126, Springer (2002)。
- 10) 佐藤貴子，昌川泰鍋，上島崇宏，有澤 博：詳細人体モデルを用いた動作評価機構付きデータベースシステムの基本設計，情報処理学会研究報告 2003-DBS-131 (II), pp.181-188 (2003)。
- 11) 野呂影勇：図説エルゴノミクス，日本規格協会（1990）。
- 12) Arisawa, H. and Imai, S.: Working Simulation based on Info-Ergonomics and Multimedia Database Concept Design, *1996 Japan-U.S.A. Symposium on Flexible Automation* (1996)。
- 13) Kapandji, I.A.: 関節の生理学，医歯薬出版株式会社（1986）。
- 14) 鈴木直樹：高次元医用画像とバーチャルリアリティを用いた新しい治療法の開発，情報処理，Vol.43, No.5, pp.504-508 (2002)。
- 15) 鈴木 尚：人体計測 マルチンによる計測法，人間と技術社（1973）。
- 16) 人類学講座編纂委員会（編）：人類学講座別巻1 人体計測法 I 生体計測法，雄山閣出版（1991）。
- 17) 河内まき子：口伝 人体寸法・形状・運動計測編—人体寸法計測その1，バイオメカニズム学会誌，Vol.26, No.1, pp.50-54 (2002)。
- 18) 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，信学技報 HIP2002-80 (2003-03), pp.19-24 (2003)。
- 19) 田中直史，大久保衛，大槻伸吾：VICONによる肩甲骨の動作解析，日本臨床バイオメカニクス学会誌，Vol.16, pp.217-222 (1995)。
- 20) 臨床歩行分析研究会：報告書 歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化提案書修正版，Ver.1992.06 (1992)。
- 21) 倉林 準，持丸正明，河内まき子：股関節中心推定方法の比較・検討，バイオメカニズム学会誌，Vol.27, No.1, pp.35-42 (2003)。
- 22) 倉林 準，持丸正明，河内まき子：日本人男性の股関節中心推定方法の比較・検討，デジタルヒューマン基盤技術（産業技術総合研究所デジタルヒューマン研究ラボ平成14年度成果報告書），pp.70-77 (2003)。
- 23) 中村隆一，斎藤 宏：基礎運動学（第4版），医歯薬出版株式会社（1992）。
- 24) Delp, S.L., et al.: Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: impli-

- cations for muscle-tendon surgery, *J. Orthop. Res.*, 14, pp.144–151 (1996).
- 25) 坂木和則, 有澤 博: モデル知識を用いた遺伝的アルゴリズムによる人間の姿勢推定: FIT (情報科学技術フォーラム) 2002 論文集, 第3分冊, pp.45–46 (2002).
- 26) 信原克哉: 肩 その機能と臨床, 医学書院 (1987).
- 27) Zajac, F.E.: Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol.17, Issue 4, pp.359–411 (1989).
- 28) 石田明允, 廣川俊二, 宮崎信次, 阿江通良, 林豊彦: 身体運動のバイオメカニクス, コロナ社 (2002).
- 29) KIT-M: 3D アニメーションプログラミング, *C MAGAZINE*, Vol.14, No.5, pp.24–43 (2002).
- 30) 藤田恒太郎: 人体解剖学 改訂第41版, 南江堂 (1993).

## 付 録

### A.1 取得体格データ記述

3.1 節で述べた手法により取得した被験者の体格・身体特性および関節中心の基本的なデータフォーマットは, 表 1 のように表される.

表 1 中の VRTCLENGTH, SGTLENGTH, FRNTLENGTH は体格に関するパラメータ, NXTVECTOR<sub>n</sub> は関節中心の位置に関するパラメータであり, これらは部位ごとに測定・記述される. 一方, ROMFLEX, ROMETN, ROMABDC, ROMADDC, ROMEXTROT, ROMINTROT は関節可動域に関するパラメータであり, 関節ごとに測定・記述される.

実際には, 部位によってはより多くのパラメータを測定しなければならない. たとえば体幹 (胴体) の胸部を例にとる. 体格を知るうえで重要なパラメータである肩幅は, およそ両肩関節間距離で近似できる可能

性があるものの, 胸部の子部品との接続位置は首と左右の胸鎖関節であり, 肩関節ではない. このため, 直接肩関節間距離を計算することはできないのである. このような場合には, 表 1 に加え, 部位特有のパラメータを加える.

また, 関節可動域は, 関節ごとの自由度に合わせてもともと存在しないパラメータもある. たとえば, 手首関節は回旋方向の自由度を持たないため, ROMEXTROT, ROMINTROT は最初から存在しない.

なお, 関節中心のデータは, 人体を階層構造で考えた際 (図 5 参照) における親部品のローカル座標原点から, 求める関節中心へ向かうベクトルで表現する. おおよそ, 図 5 上の部品中心軸が, このベクトルにあたる.

### A.2 詳細人体モデル記述

詳細人体モデルでは, 取得データから推測・変換をともなって得られたデータ (骨の長さ, 筋肉の付着位置など) に加え, 各骨にはどの筋が付着しているか, など, モデルそのものの構造に関するデータも記述しておく.

骨に関する記述フォーマットを表 2, 筋に関する記述フォーマットを表 3 に示す.

筋肉は, 起始, 停止, 中継点を結ぶ連続した線分集合で表す. このとき, これらの頂点は骨部品のローカル座標系の位置で表されるべきであることから, 骨部品および頂点の ID により参照している. たとえば表 3 のサンプルの BONEID<sub>q</sub> は, 表 2 側の SEGID = 0001 の部品の, MSLVRTCRD3 (MSLVRTCRD<sub>p</sub> のうち  $p = 3$  のもの) として定義された点を指していることになる.

### A.3 取得モーション記述

3.2 節で述べたように, 動作の取得は図 5 に示した仮想人体モデル (モックアップ) と映像とのマッチングをとることにより得るため, 取得するモーションデータはモックアップの姿勢として表される. 被験者

表 1 取得体格データ記述

Table 1 Description of human body model.

データ名	形式	サンプル	意味
VRTCLENGTH	float	483.5	垂直軸方向スケール
SGTLENGTH	float	181.6	矢状-水平方向スケール
FRNTLENGTH	float	169.2	前額-水平方向スケール
NXTVECTOR <sub>n</sub>	float × 3	-10.25 -4.35 -47.05	次部品の関節中心位置 (n=この部品の子になる部品の数)
ROMFLEX	float	125	屈曲側可動域
ROMEXTN	float	16	伸展側可動域
ROMABDC	float	45	外転側可動域
ROMADDC	float	20	内転側可動域
ROMEXTROT	float	45	外旋側可動域
ROMINTROT	float	45	内旋側可動域

表 2 詳細人体モデル記述 (骨)

Table 2 Description of precise human body model (bone).

データ名	形式	サンプル	意味
SEGID	four digit (<1000)	0003	部品 ID 番号
SEGNAM	string	right shinbone	部品名称
VRTNUM	int	1082	頂点の数
VRTn	float × 3	0.1282 0.343 1.849	n 番目の頂点のローカル座標 (0<n≤VRTNUM)
SRFNUM	int	1254	面の数
SRFLOOPr	float × (X+1)	487 486 489 -1	頂点の結び方 (0<r≤SRFNUM, X>2) (CCW)
LENGTH	float	8.3 4.8 48.2	長さ (軸, 軸, 軸方向)
NXTSEGNUM	int	2	次の部品の数
NXTSEGIDm	four digit	4	m 番目の部品の ID (0<m≤NEXTSEGNUM)
NXTSEGCrdm	float × 3	-63.3 -39.6 -23.43	m 番目の次の部品のローカル座標 (0<m≤NEXTSEGNUM)
MSLVRTNUM	int	4	この部品に筋肉が付着する数
MSLVRTCRDp	float × 3	-59.2 -64.9 -19.23	p 番目の筋肉が付着する座標 (0<p≤NEXTSEGNUM)

表 3 詳細人体モデル記述 (筋)

Table 3 Description of precise human body model (muscle).

データ名	形式	サンプル	意味
SEGID	four digit (≥1000)	1002	筋肉 ID 番号
SEGNAM	string	right quadriceps	筋肉名称
VRTNUM	int	4	起始, 停止, 中継点の数
BONEIDq	four digit (<1000)	0001	参照する部品 ID (0<q≤VRTNUM)
MSRVRTIDq	int	3	BONEIDq の参照する座標 ID (=表 2 MSLVRTCRDp の p)
MAXFORCE	float	10.52	自然長での最大筋力
LENGTH	float	28.3	基本的立位肢位での筋肉の長さ

表 5 詳細人体動作記述

Table 5 Motion description of precise human body model.

データ名	形式	サンプル	意味
TIMEPOINT	float	1.333	時点
SEGID	four digit (<1000)	0003	部品 ID 番号
MOVEMENT	float × 3	0.02, 0.01, 0	部品のずれ
ROTATION	float × 4	0.866, 0.354, 0.25, 0.25	部品の角度 (ローカル座標のクォータニオン)

のモーションデータとして得られる項目を, 表 4 に示す.

なお, 項目「意味」中の関節名は図 5 の関節名と対応している.

#### A.4 詳細人体動作記述

ある 1 関節における, 1 時点あたりの姿勢を表す記述フォーマットを表 5 に示す.

この形式の, 全関節についてのデータの集合を 1 時点分の姿勢と考え, さらにその時系列として動作を表現する.

表 4 取得モーション記述  
Table 4 Data description of motion capturing.

データ名	形式	サンプル	意味
r_hip_flx	float	44.504120	右股関節屈曲伸展
r_hip_add	float	13.810194	右股関節側屈
r_hip_rot	float	19.383473	右股関節回旋
r_knee_flx	float	88.577799	右膝関節屈曲伸展
r_ankle_flx	float	5.316606	右足屈曲伸展
r_ankle_add	float	0.000000	右足側屈
r_ankle_rot	float	-2.300084	右足回旋
l_hip_flx	float	1.355093	左股関節屈曲伸展
l_hip_add	float	6.106591	左股関節側屈
l_hip_rot	float	-8.378870	左股関節回旋
l_knee_flx	float	4.982179	左膝関節屈曲伸展
l_ankle_flx	float	5.671249	左足屈曲伸展
l_ankle_add	float	-5.729578	左足側屈
l_ankle_rot	float	-9.406515	左足回旋
r_scapla_flx	float	0.450225	右胸鎖関節屈曲伸展
r_scapla_add	float	85.208535	右胸鎖関節側屈
r_scapla_rot	float	0.000000	右胸鎖関節回旋
r_shoulder_flx	float	-8.206596	右肩関節屈曲伸展
r_shoulder_add	float	1.912280	右肩関節側屈
r_shoulder_rot	float	-70.622801	右肩関節回旋
r_elbow_flx	float	3.111705	右肘関節屈曲伸展
r_elbow_rot	float	0.000000	右前腕ひねり
r_wrist_flx	float	22.918312	右手関節屈曲伸展
r_wrist_add	float	-11.530272	右手関節側屈
l_scapla_flx	float	3.587444	左胸鎖関節屈曲伸展
l_scapla_add	float	88.272966	左胸鎖関節側屈
l_scapla_rot	float	0.000000	左胸鎖関節回旋
l_shoulder_flx	float	0.686393	左肩関節屈曲伸展
l_shoulder_add	float	16.853457	左肩関節側屈
l_shoulder_rot	float	25.498637	左肩関節回旋
l_elbow_flx	float	31.453829	左肘関節屈曲伸展
l_elbow_rot	float	0.000000	左前腕ひねり
l_wrist_flx	float	5.697020	左手屈曲伸展
l_wrist_add	float	-5.828183	左手側屈
lumbar_flx	float	-3.790072	腰関節屈曲伸展
lumbar_add	float	-1.045172	腰関節側屈
lumbar_rot	float	-1.925812	腰関節回旋
thoracic_flx	float	-4.160839	胸関節屈曲伸展
thoracic_add	float	4.396958	胸関節側屈
thoracic_rot	float	-3.108300	胸関節回旋
neck_flx	float	3.408454	首関節屈曲伸展
neck_add	float	-7.721569	首関節側屈
neck_rot	float	-5.582693	首関節回旋

(平成 16 年 6 月 17 日受付)

(平成 17 年 1 月 7 日採録)



佐藤 貴子 (正会員)

平成 14 年横浜国立大学大学院工学研究科博士課程前期修了。現在同大学大学院環境情報学府博士課程後期在学中。主としてマルチメディアデータベースにおけるデータモデリング、および詳細人体モデリングに関する研究に従事。日本データベース学会会員。



坂木 和則 (正会員)

平成 16 年横浜国立大学大学院環境情報学府情報メディア環境学専攻博士課程後期修了。工学博士。主として画像認識、3次元計測の研究に従事。現在、株式会社 Realmedia Lab. 勤務。電子情報通信学会会員。



有澤 博 (正会員)

昭和 48 年東京大学理学部物理学科卒業。富士通(株)を経て、昭和 50 年横浜国立大学工学部に奉職。現在、同大学大学院環境情報研究院教授。工学博士。平成 2 年、アメリカ・オレゴン州立大学計算機学科客員教授。データベース理論、マルチメディアデータベースシステムを研究テーマとしている。電子情報通信学会、電気学会、日本データベース学会各会員。