

骨格モデルを用いた人体動作データベースの構築

佐藤 貴子[†] 永野 志保[†] 富井 尚志[†]
有澤 博[†] 酒井 直隆^{††}

本稿では人体動作の3次元時空間解析/モデリングシステムの一環として人体骨格モデル(BBHM)を用いた人体動作シミュレーションを行う手法を提案する。人体動作を骨格レベルで取り扱う際に問題となるのが、詳細な人体動作データの取得方法である。これに対し本稿では、動作データを取得することができ、かつ人体運動の特徴を十分に表現可能な構造を持つ、単純化人体モデル(SHM)を用いた動作定義の手法を提案し、BBHMの構造、およびBBHMに対するSHMを用いた動作マッピング手法の妥当性を評価する。

Design and Construction of Human-Body Motion Database Using Bone-Based Human Model

TAKAKO SATO,[†] SHIHO NAGANO,[†] TAKASHI TOMII,[†]
HIROSHI ARISAWA[†] and NAOTAKA SAKAI^{††}

This paper presents a new methodology of human-body motion simulation with Bone-Based Human Model (BBHM) as a part of spatio-temporal analysis/modeling system. In order to describe detailed human-body motion in skeleton level, bone base modeling is quite useful. Also, we introduce the Simplified Human Model (SHM) as an essence of logical structure of the human-body instead of full bone model. We evaluate propriety of BBHM precision and the way of motion mapping by using SHM.

1. はじめに

近年のコンピュータグラフィックス(CG)技術の発達により、さまざまなデータを視覚的に表現することが可能となりつつある。なかでも特に、人間のように複雑な形状を持つ3次元物体やその動きをCGを用いて表現する技術の発達はめざましい。しかし、CGでは動画として自然に美しく表現することに主眼を置いているため、CGにおけるモデル化の手法は実世界の「もの」を忠実に再現するという観点で行われているものではなかった。

ところが、実世界の「もの」を忠実に再現したモデルをコンピュータ上に作成することができれば、実世界のオブジェクトやその振舞いに対する非常に正確なシミュレーションや評価を行い、その結果を視覚的

に表現することが可能となる。そこで、我々は、コンピュータ上にグラフィックス的に表現され、3次元的な大きさを持ち、構造の定義されている物体を3Dオブジェクトと呼ぶことにし、3Dオブジェクトを用いた人体動作のシミュレーションの可視化について考察した。既存のソフトウェア、たとえば、エンジニアリングシミュレータにおいても、人間の3Dオブジェクトを用いて、工場作業を行った場合に身体の各部位にかかる負荷の評価などが行われている。しかし、簡単な構造の3Dオブジェクトを用いているため、評価できる内容は限られていた。これに対し我々は、骨格など、人体の複雑な構造に基づいた動作評価を行いたいと考えた。これにより、工場作業の負荷評価を行う際、個人差や年齢差による負荷のかかり方まで評価することが可能である。さらに高度な人間の動作に対するシミュレーション・評価の例としては、ダンスなどの表現芸術において、人間の体の微妙な動きがどのような骨の動きにより表現されているかを解析し、無理がなく表現できるような骨の動きのメカニズムを評価する、といったことがあげられる。また、リハビリテーション医学の分野では、骨格的な個人差が疾患を治療する

[†] 横浜国立大学工学部電子情報工学科

Department of Electrical and Computer Engineering,
Faculty of Engineering, Yokohama National University
現在、ソニー木原研究所

Presently with Sony-Kihara Research Center, Inc.

^{††} 横浜市民病院

Yokohama Municipal Citizens Hospital

際に影響を及ぼすため、シミュレーションが個人に合わせた効果的な治療方法を見出すことにも役立つ。

一方、これらの動作評価を行ううえでは、データベースの役割が重要となる。人体の形状や構造、動作、特性などを、単に3Dポリゴンの集まりや位置・角度の時系列、数値などで表すだけでなく、統一的なスキーマのもとに蓄積することで、人間が共通に持っている性質と、各個人により異なる特性とを明示的に切り分けて表現できる。これにより、たとえばある動作に関して「この動作を無理なく行うことができる人は誰か」、「平均的な50代の人がこの動作を行った場合、どの部位に多く負担がかかるか」という問合せを行い、ユーザが自由にデータを組み合わせさせてシミュレーションを行うことが可能となる。

しかしながら、これまで述べてきたような動作評価を行う場合には、次のような問題が生じる。

- 使用する3Dオブジェクトの構造は、どこまで詳細にすればよいか。
- 複雑な構造を持つ3Dオブジェクトに対し、人体の動作をどのように定義(移植)するか。
- データベース化の際、オブジェクトの形状、構造、動作をどのようにモデリングすればよいか。

以上から、本稿では、動作評価を行ううえで適切な詳細度と考えられる3Dオブジェクトとして、人体の骨格構造および表面形状に基づいたモデル化・データベース化の手法であるBone-Based Human Model (BBHM)を提案する。また、BBHMに動作を定義するための手法として、単純化人体モデル(Simplified Human Model: SHM)による大局的な動作定義、およびマッパーによる動作データの詳細化の手法を導入したうえで、BBHMの妥当性について評価する。

2. BBHMの構成

2.1 BBHMの導入の理由

前章で述べた動作評価を行うためには、それに見合う詳細度で人体をモデル化しなければならない。

人体の動作を表現するための人体の3Dオブジェクト化には、次のような方法があると考えられる。

- (1) 人体の表面形状のみを使って表現する方法
- (2) 人体の表面形状(皮膚)のみならず、骨格的な構造やその動きの制約条件を表現する方法
- (3) 内臓、血管、神経も含めた人体構造を完全に忠実に表現する方法

(3)のような非常に精密な3Dオブジェクトは、手術の事前シミュレーションなどの医学分野への応用を期待できるが、このレベルでの人体のモデル化は、CT

やMRIなどの特殊で医学的な装置を用いても非常に困難であり、現時点では実用的ではない。また、(1)のような人体の外形のみを表現した3Dオブジェクトでは、前章に述べたように、人体の複雑な構造に基づく評価を行うことができない。これらに対し、(2)のような骨格構造と表面形状を表現した3Dオブジェクトでは、関節可動域(関節の可動範囲)に基づく評価など、(1)に比べはるかに精密な生理学的な動作評価が可能になる。たとえば人体は、つま先を前に向けたときと外に向けたときで脚を側方に上げられる量が異なる。この違いは大腿骨と骨盤との衝突により生じるものであり、骨格の形状や構造までをモデル化した3Dオブジェクトでなければ評価できない。このような評価は、ダンスなどの詳細度の高いシミュレーションを可能とする。また、(2)の手法は、(3)と異なり、現実的な手法で3Dオブジェクトを生成可能であると考えられる。

これらから、我々は、(2)の手法が動作評価などを行ううえで最適であると考え、表面形状と内部構造とをあわせ持つ3Dオブジェクトを作成することとした。

ところで、(2)の手法においても、ただ表面形状と内部構造とが表現されていればよいというものではない。骨格の動きは、骨自体の形は変わらず、骨の位置関係のみが変化するため、剛体リンクモデルで表現できる。しかし、表面形状は皮膚そのものの形が変化するため、剛体リンクモデルでは動きを正確に表現することができない。そのため、表皮に関しては、軟体モデル(部品の形状が変化するモデル)で表現することが妥当と考えられる。

さて、人体の詳細なモデル化の例として、VRMLヒューマノイドアニメーション(H-Anim)があげられる³⁾。H-Animは脊椎や手指の関節などについては、人体の骨格構造を反映した関節数を用意している。しかし、そもそも見せることを目的としたモデル化が行われており、構造が詳細であるとはいっても医学的なシミュレーションに耐えうるほどの精度は持っていない。また、表皮についても関節を用いて表現するため、実際の人体の表皮に基づいたモデル化を行っているとはいえない。

2.2 BBHMの提案

動作評価を行うには、内部構造を骨の剛体リンクモデルで、表面形状を軟体モデルで表した3Dオブジェクトが適していると述べた。我々はこのようなモデルとして、BBHMを提案する。

BBHMは、人体の骨形状を表した部品、および軟体モデルで表現された表皮からなる3Dオブジェクト

であり、部品数 155 個、関節数 76 個、126 自由度を持つ。部品どうしは実際の関節の動きに基づいた可動性の関節で接続している。この関節は、呼吸時の肋骨の動きなどを除けば、人体の骨格の動きはおおよそ表現することができる程度に精密に人体の関節を表している。このような人体モデルがあれば、リハビリテーションに関する治療計画や工場などでの作業設計を行ううえで、個人の体格や関節の丈夫さを考慮するほど精密さが問われるような負荷評価を行うことができ、有用である。

しかし、ここで大きな問題となるのは、BBHM に動作を定義することが、実際には非常に困難だということである。剛体リンクモデルで表現された 3D オブジェクトに対する動作の定義は、一般に、すべてのリンク部分に対し、角度を定義することにより行われている。しかし、BBHM は、人体の骨格構造を反映した複雑な構造を持っているため、全関節に対し時系列的に角度を定義することは非常に多くの労力を要する。たとえば、脊椎は人体に 24 個あり、それぞれの間の関節が少しずつ曲がることで身体全体をひねったりそらしたりする。BBHM も脊椎を 24 個の部品で表しているが、このとき、脊椎の間の関節 1 つ 1 つに対して角度を定義することは困難である。

我々はこの問題を、単純化人体モデル (Simplified Human Model: SHM) を用いた動作定義およびマッピングの手法により解決することを考えたが、この手法については 3 章で述べることとする。

2.3 人体構造のデータベース上での表現

BBHM では、人体を骨格レベルで精密にモデリングしななければならないが、この際、従来の人体モデリングの手法を適用することができない、という問題がある。

従来、エンジニアリングシミュレータなどの人間 3D オブジェクトは、人体を形状の変化しない剛体部品に分け、それらに親子関係を持たせて、階層構造で表されていた。これでは、ある部品が親部品を複数持つことはできない。しかし、人体の骨格の構造は複雑であり、たとえば前腕部にある橈骨と尺骨は、肘関節と手首の両方で拘束条件を持つため、階層構造では「合流」を生じてしまい、表すことができない。

ここで、骨格レベルで人体をモデリングする際に最も本質的なことから、骨と関節とが互いに独立した要素であり、それらのつながりによって人体が構成されているということである。

また、骨格レベルで人体を見ると、肘関節のように、1 つの関節に 3 つ以上の骨が接続しているような場合

も多数見られる。そのため、骨の接続する位置関係や可動範囲などを関節に一意に与えることは妥当でない。

この問題は、1 つの関節は「骨と関節とのつながり」という、より原子的な「接続」により構成されている、ととらえることにより解決できる。この原子的な接続を、connection と呼ぶこととする。たとえば肘関節は、肘関節と上腕骨の接続、肘関節と橈骨の接続、肘関節と尺骨の接続という 3 つの connection で表される。

ところで、このような接続の表現をデータモデリングの観点から見ると、connection は、1 つの骨と 1 つの関節という独立した要素が組み合わされることにより生じる要素であり、直積により表すことが本質的であると見える。

さて、これまで述べてきた人体の構造は、人間誰でも共通である。しかし、人体の構造には誰にも共通でない性質もある。たとえば、骨が関節で接続する位置、可動範囲などは、一般的にどれくらいであるかの目安はあるものの、人により異なった値を持つものである。ここで「ある 1 人の人」と「ある骨(あるいは関節, connection)」とを組み合わせると、「ある人のある骨」という 1 つのものを表すことができることから、そのような人により異なる性質を表現するためにも、直積が有効ではないかと考えられる。

以上のように、人体の詳細な構造をデータベース化するためには、直積を分かりやすく表現できるデータモデリング手法に基づく必要がある。

2.4 AIS モデルと直積を用いた表現

人体の骨格構造やその個人差が直積としてとらえられることは示したが、それでは直積を表すのに最も直観的な表現手法とはどのようなものだろうか。

直積は、複数の集合から 1 つずつ要素を取り出し、その要素を組み合わせたものをまた 1 つの要素と見なすという概念である。そのため、直積を表現する際には、各集合から取り出した要素が何であり、それを組み合わせた要素が何になるのか、を分かりやすく表現できなければならない。また、集合から取り出した要素どうしは対等な関係であることから、一方の要素の属性として他方の要素を表すような表現方法は望ましくない。

これらの理由から、我々は、直積を直観的に表すことができ、平坦な構造を持つ、拡張 ER モデル (associative information structure: AIS^{4),5}) が適していると考えた。

AIS は、主体 (entity) と主体間のつながり (association) により情報を表現しており、主体は表す意味によって主体型 (entity type) に基づく集合に属する。

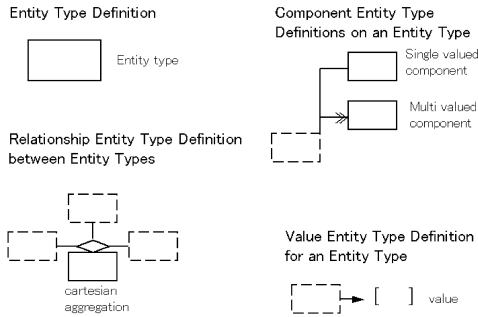


図1 AISダイアグラムの基本要素
Fig.1 Primitives of AIS diagram.

これを主体集合と呼ぶ。主体は内部構造を持たない1つの点であり、現実世界の事物・事象はすべて主体である。また、数値、文字列などの値も主体としてとられ、値主体 (value entity) と呼ばれる。

異なる主体集合の直積集合の要素もまた主体であり、関連主体 (relationship entity) と呼ばれる。また、主体間の親子関係を表すものは成分主体 (component entity) と呼ばれ、特に子が複数の主体列になっているものを多値成分、そうでないものを単値成分という。

AISに基づくスキーマは、ダイアグラムにより表される。ダイアグラムの構成要素を図1に示す。

主体型を矩形で表し、主体型間の直積は主体型どうしをつなぐ線分上に菱形で表す。このとき、関連主体型は、菱形に矩形をつなげることで表す。また、成分主体は、親となる主体型の矩形の辺の延長線から直角に子となる主体型へ線分を伸ばすことで表す。多値成分の場合はこの線分を2重矢印として表す。また、値主体は矢印でその主体のデータ型を示す。

インスタンスを示す場合には、主体はその属する主体型の矩形中に小丸で表し、つながりは主体どうしを結ぶ線分で表す。

2.5 BBHMのスキーマ表現

以上の考え方のもとで、人体構造の骨子を表していると考えられるBBHMをデータベーススキーマで表したものを、図2に、また図3の部位についてインスタンスを示したものを図4に示す。

人体の独立した要素である骨と関節は、それぞれPARTとJOINTという主体型で表され、これらの直積 CONNECTIONで connectionの集合を表す。このPARTとJOINT、CONNECTIONのつながりによって、一般的な人体の構造が表されている。

たとえば、right_femurはright_hip_jointやright_knee_jointとの間にconnectionを持つとか、right_knee_jointはright_femur、right_fibula、right_tibia

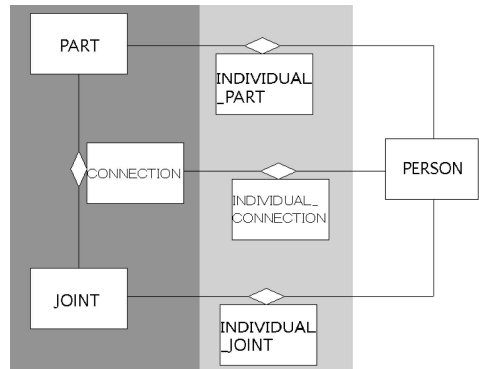


図2 骨格構造のデータベース上の表現
Fig.2 Expression of bone structure on database.

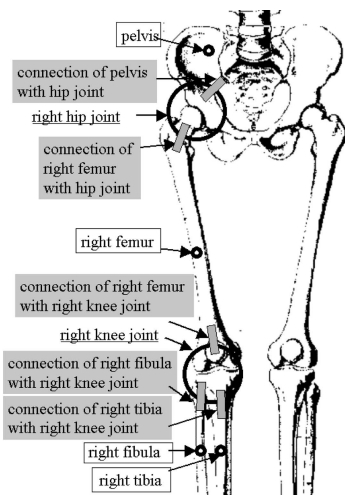


図3 人体の骨格構造
Fig.3 Bone structure of human-body.

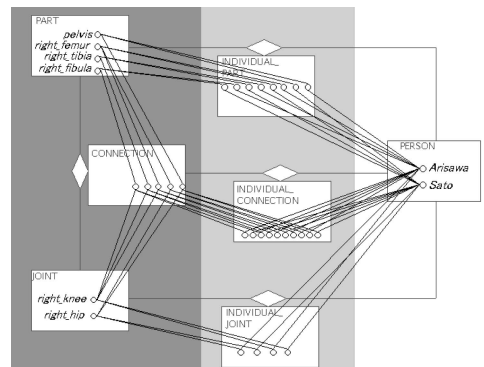


図4 骨格構造のスキーマ表現のインスタンス例
Fig.4 Instance examples of bone structure.

との間の3つのconnectionで構成されることなどが表される。

さて、人体の構成部品 (PART) と、各個人 (PER-

SON)という独立の主体集合の直積により、ある人のある骨を表すことができる。

骨についてとりあげてみると、PERSONとPARTの直積によりINDIVIDUAL_PARTすなわち誰かの骨を表すことができる。骨に関する個人別の特性(たとえば長さ)は、INDIVIDUAL_PARTの属性である。たとえば、Satoのright_tibiaの長さは、Satoとright_tibiaにつながるINDIVIDUAL_PARTの要素(entity)の属性として表される。JOINTやCONNECTIONに関しても、同様にして考える。

以上により骨レベルの人体構造を、平坦な構造を持つデータモデルAISのスキーマで表現できることが示された。付加属性などの詳細情報を含んだスキーマ解説は付録A.1に譲る。

3. SHMによる動作定義と Mapper

これまで述べてきたBBHMは、さまざまな動作を行わせることで、人体各部の負荷の状態を正確に表現することが可能である。しかしここで、関節自由度の総数が非常に多いため、評価したい動作を忠実にBBHMにマッピングすることが困難だという問題が出てくる。

しかし、医学分野においては、人体の大局的な動きに対して各関節がどのように動くかの割合が研究されている⁶⁾。この割合から、関節ごとに、大局的な動きのうち何%を担うかを示す重み付けパラメータを算出できる。このようにすると、たとえば脊椎では、脊柱1つ1つの間の角度を脊柱全体の動きから求めることができる。さらに、腰に対する肩の位置や、肘、膝の動きといった表面形状からも分かるような大局的な動きに関しては、映像から各関節の角度を取得する研究がなされている^{7)~9)}。

これらの知識・技術を用いることで、評価したい動きを忠実にBBHMにマッピングすることが可能である、と我々は考えた。

そこで本章では、人体の大局的な動作を定義するためのモデルとして、単純化人体モデル(SHM)、および、SHMを用いて定義した動きを重み付けパラメータなどを用いてBBHMにマップする手法として、Mapperを提案する。SHMの構成を図5に示す。

SHMは28部品27関節からなる剛体関節モデルであり、全体で59自由度を持つものとする。この関節数は、人体の大局的な動きを十分に表現ことができ、しかも、映像からの解析で動作データを取得できると考えられる範囲である^{7)~9)}。たとえば、SHMでは上体の回転や曲げ伸ばしを腰・胸にある2つの関節

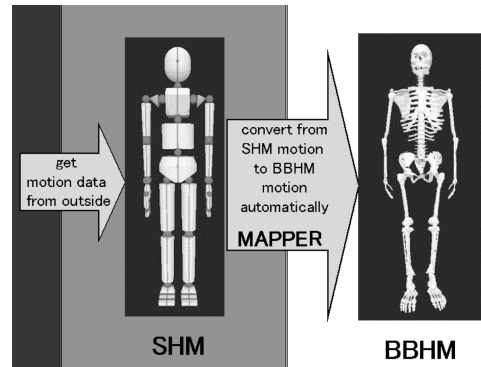


図5 SHMの構成図
Fig.5 Structure of SHM.

として考えるが、これは実際の人体における腰に対する肩の位置から算出するものとしており、重み付けパラメータなどからBBHMの脊椎の関節角度を導出できる。

Mapperは、SHMで定義された人体の大局的な動きを、医学的知識に基づき、BBHMレベルの詳細な動作データに変換するものである。関節数の少ないモデルから多いモデルに動作データを変換することを考える場合、当然ながら変換前の動作データが実際の人体の動きを忠実に表現できていたとしても、変換した後の動作データが実際の動作と異なってしまうのではないかということが懸念される。しかし、医学的知識や重み付けパラメータ、重さ、可動域、筋や腱など、人体の運動を制約するさまざまな要因を基に個々の関節の動きを算出することにより、変換後の動作データで実際の骨格の動きを再現することは可能である、と我々は考えている。

しかし、これらの要因は互いに影響を与えたり連動して変化したりするため、非常に複雑であり、一度にすべての要因に対するモデル化を行うことは困難である。そこで我々は、段階を踏んで各要因のモデル化を行うことを考え、まず第1段階として、重み付けパラメータをMapperで用いることとした。たとえば、腰椎には関節が5つあるが、腰を屈曲させると、一般にこの5つの関節は6:8:9:12:8の割合で曲がるということが知られており⁶⁾、この割合から重み付けパラメータを算出する。重み付けパラメータが個人により決まっていること、一般的な値や年齢、病気によりどのように変化するかが知られていること、さらに具体的な測定手法に関する研究が医学分野で行われていること^{10),11)}から、このような非常に簡単な手法によっても、文献6)に記されている動作の再現までは可能である。

ここで、SHMの関節角度の比から重み付けパラメータを算出する手法、および重み付けパラメータから関節角度を求める手法は、以下のとおりである。

$$P_{ij}(\%) = \frac{R_{ij}}{\sum_n R_{nj}} \times 100 \quad (1)$$

$$B_j = S_i \times P_{ij} \quad (2)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} B_j : \text{BBHMの} j \text{番目の joint 角度} \\ S_i : \text{SHMの} i \text{番目の joint 角度} \\ P_{ij} : \text{SHMの} i \text{番目の joint から} \\ \quad \text{BBHMの} j \text{番目の joint への} \\ \quad \text{重み付けパラメータ} \\ R_{ij} : \text{SHMの} i \text{番目の joint 角度が} \\ \quad \text{BBHMの} j \text{番目の joint 角度} \\ \quad \text{に影響する比} \end{array} \right.$$

先ほどの腰椎の例について実際に計算を行うと、屈曲運動に関して、腰椎第1関節のパラメータは、

$$\frac{6}{6+8+9+12+8} \times 100 = 14.0(\%) \quad (3)$$

また、腰を30°屈曲させた際の腰椎第1関節の角度は、

$$30 \times \frac{14.0}{100} = 4.2(^{\circ}) \quad (4)$$

となる。このようにして算出した、一般的な人体における重み付けパラメータを、付録 B.1 に示す。

ここで、SHMの動作データのスキーマ表現を図6に示す。SHMの動作データからBBHMの動作データへの変換はあくまでマップーによるものであり、スキーマ上では両者は完全に独立している。動作は姿勢の時系列と考え、各関節の角度で姿勢を表す。これは、「ある時点」と「ある関節」の組合せごとに角度を与えることで表現できることから、動作もまたTIME_POINTとSHM_JOINTの直積により表すことができる。なお、関節は自由度によっては1方向だけでなく多方向に動くが、これは医学での運動方向の分類にならない、屈曲・伸展(Flexion/Extension)、内転・外転(Adduction/Abduction)、回旋(Rotation)に分けて考える。これらをFLEX, ADC, ROTと略す。また、重み付けパラメータはBBHMのCONNECTIONごとに決まっており、個人により異なる値なので、図2のINDIVIDUAL_CONNECTIONの属性として蓄積される。

この2つのデータベースを用いることで、ある個人が何らかの動作をした場合だけでなく、世代などによる動作の傾向もシミュレーションすることができる。たとえば、冒頭に述べた「50代の人がある動作を行った場合、どの部位に多く負担がかかるか」というシミュ

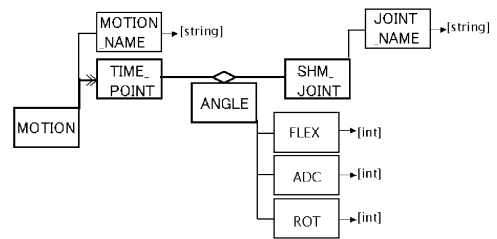


図6 SHMの動作のスキーマ表現

Fig.6 Scheme of SHM motion.

レーションの手順の例を以下に示す。

- PERSON から、年齢が 50 ~ 59 歳の人を選択する。
- INDIVIDUAL_CONNECTION をたどり、各 connection ごとに重み付けパラメータと関節可動域の平均を求め、マップーに渡す。
- MOTION から、シミュレーションしたい動作を選択する。
- TIME_POINT をたどり、すべての関節角度を取り出してマップーに渡す。
- データベースから取り出した重み付けパラメータと関節角度時系列から、BBHM レベルでの動作時系列に変換し、この動作データと関節可動域平均をシミュレータに渡す。
- シミュレータでマップーから渡された動作データと関節可動域を比較し、各時点で関節角度が関節可動域の何%を占めているかに応じ骨に着色を施したシミュレーションを行う。

4. BBHM を用いた動作評価の実現と評価

4.1 人体動作評価の目的

本稿における人体動作評価に関する具体的な要求として以下の3点がある。

- (1) ある人の実際の動きに対する詳細なシミュレーション
(スポーツ疾患を持つ人のリハビリテーションの効果シミュレーションなど)
- (2) ある人の動作を他の人が行った場合のシミュレーション
(アマチュアダンサーがプロのダンサーの動きを真似た場合の限界など)
- (3) ある集団の動作の傾向の評価
(高齢者用住宅の空間設計のためのシミュレーションなど)

前章までに提案した概念に基づきこれらの要求を満たすシステムとして、我々はBBHMシミュレーションシステムを米国deneb社のエンジニアリングシミュ

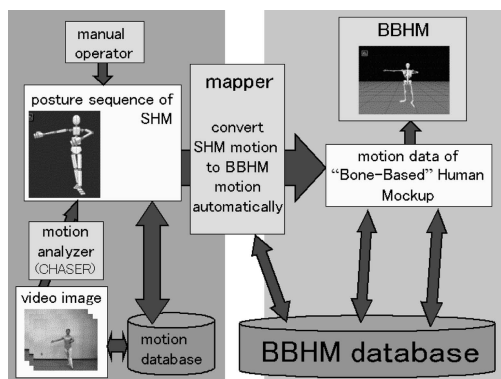


図7 シミュレーションシステムの構成図

Fig. 7 Architecture of simulation system.

レータ ENVISION version 5.0¹⁾上で実装した。なお、今回の実装システムでは、表皮については、不完全であるが形状の変化は考えず、剛体モデルにより表現した。このシステムの流れは図7に示す。

このシステムは、SHMで動作を定義し、その動作データをマッパーを用いてBBHMにマップし、シミュレーション・評価を行うものである。動作データや重み付けパラメータなどの値はスキーマに従ってデータベースに蓄積してあるため、データベースに問合せを行うことにより、ある個人やある集団(40代の人など)が動作を行った場合の負担評価など、さまざまなシミュレーションを行うことが可能である。

我々は実際に行われた動作と架空の動作の両方に対して評価を行いたいと考えている。これらを実現するため、SHMへの動作定義は以下の2つの手法をとることとした。

- (1) 映像から動作データを取得する。
- (2) SHMに対し動作データを3次元マウスで直接定義する。

また、各PARTの大きさや関節可動域、重み付けパラメータなどをデータベース上にあらかじめ蓄積しておき、このデータを用いて個人に合わせたシミュレーションなどを行う。なお、重み付けパラメータ設定機で設定する重み付けパラメータのデフォルト値は文献6)の一般的な人体における特性に基づき設定した。

4.2 BBHMデータの作成

BBHMの骨格部品の形状は、実際の人骨の形状を、非接触3次元スキャナを用いて取得した。この際に使用したスキャナは、376×281(mm)、撮影対象物まで326(mm)、解像度はx方向500 μ m~2mm、y方向313 μ m、z方向50~200 μ mである。

4.3 動作シミュレーション

BBHMシミュレーションシステムでの動作評価の

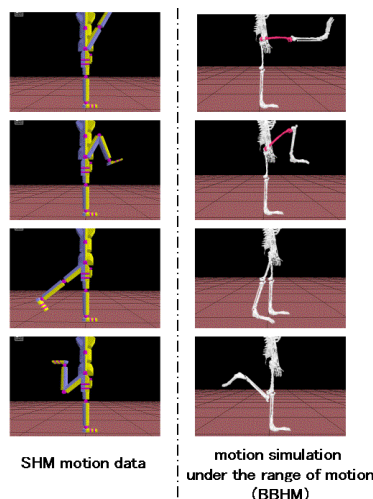


図8 関節可動域の変化に関する評価

Fig. 8 Evaluation of change of range of motion.

例として、動作データと関節可動域との比較を行った。関節可動域を越えた動きは行えないことはもちろんのこと、可動域ぎりぎりまで関節を曲げた方が負荷が大きくなることは容易に予測できる。これより、関節可動域を越えた動作データがマップされるとその部位が着色され、可動域内での動きに変更して表示するような動作評価機能を実装した。この機能を用いて、関節可動域の広いプロのダンサーが行った動きを素人ダンサーが行おうとした場合に負荷がかかる部位のシミュレーションを行った。

また、この評価の際、膝の角度変化に応じて腿の関節可動域が変化する様子についても動作シミュレーションを行った。この様子を図8に示す。

4.4 BBHMシミュレーションシステムの評価

本稿で提案したBBHMシミュレーションシステムの妥当性を評価するためには、少なくとも以下の3点について評価を行う必要がある。

- (1) BBHMの妥当性
実際の人体を十分に表現する能力があるか。
- (2) SHMの妥当性
人体動作を定義する能力があるか。
- (3) マッパーの妥当性
マッパーによる手法が適切なものか。

本稿では、このうち主に(1)について評価を行った。(2)については、医学書¹²⁾における四肢(両手足)および体幹(胴)の運動を考える際の、骨格の分類を参考にしていることから、SHMの構造はほぼ妥当であると判断される。(3)については、現在のところ、一般的な人体の動きに関しては、医学的な調査により得

表1 人体3Dオブジェクトのデータ量の比較
Table 1 Comparison of data quantity of human-body 3D object.

	部品数(個)	自由度数	ポリゴン数(個)
BBHM	155	120	79514
MAN_P50 (ENVISION/Deneb)	62	50	3518
Jack (Transom Jack/EAI)	69	68	2239

られたデータ⁶⁾に基づき重み付けパラメータを設定していることから、変換されたデータは一般的な人体の骨格の動きを表現していると考えられる。しかし、個人により異なる特性を反映した骨格の動きの再現については、具体的にそれらの特性を測定するためにどのような手法を用いたらよいか、現在検討中である。

4.4.1 データ量

従来エンジニアリングシミュレータなどで用いられてきた人体3Dオブジェクトと作成したBBHMを比較したものを表1に示す。今回BBHMと比較した3Dオブジェクトは、ENVISIONで用いられているMAN_P50、および米国EAI社の人間動作シミュレーションソフトTransom Jack²⁾で用いられているJackである。

今回作成したBBHMは、ポリゴン数が多いものの、部品数、関節自由度の数という面から見てエンジニアリングシミュレータの人体3Dオブジェクトより詳細に人体の姿勢や動作を表現することができる。また、人体の内部構造と外部構造とを兼ね備えているため、人体を外から見た動きと内部での動きとを同時に見ることが可能である。

4.4.2 動作表現に関する比較

次に、MAN_P50と動作表現について比較を行う。胴体をひねる場合、3章でも述べたとおり、脊椎の間の各関節の回転する割合は決まっている。一般的な3Dオブジェクトでは、そのような割合はまったく考慮されていないが、これでは腰に疾患を持つ人などの正確な動作評価は不可能であるといえる。MAN_P50においても、胴体のひねりは6関節が同じ割合で回転することで表現されている。しかし、今回作成したBBHMでは、脊椎の間の関節1つ1つに対し回転角度を定義でき、さらにマップにより動作データを作成することにより、各関節の回転する割合も表現可能である。胴体全体を90°ひねったときの脊椎の各関節角度を下から順に足していった値を、実データ、BBHM、MAN_P50で比較したものを図9に示す。ただし、実データは文献6)より得た。また、MAN_P50のデータは関節数が実際の脊椎と比べ非常に少ないので、位置からおおよそ脊椎のどの関節にあたるかを決めた。なお、横軸のLxは腰椎第x関節、Tyは胸椎第y関節を

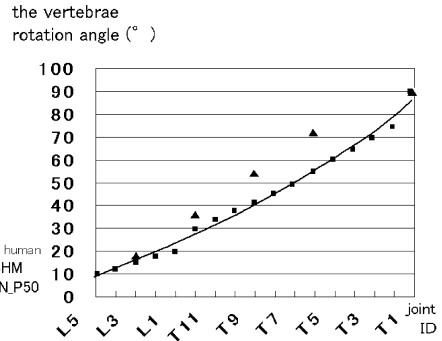


図9 上体を90°ひねった時の各関節角度
Fig. 9 Joint rotating angles for 90 degree upper body twisting.

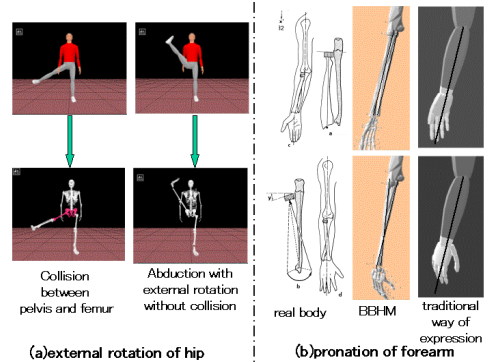


図10 大腿骨と橈骨・尺骨の動き
Fig. 10 Motion of femur and radius/ulna.

示している。このグラフより、BBHMはMAN_P50などの一般的3Dオブジェクトに比べ、人体の動きの正確な表現に長けているといえる。

また、骨どうしの干渉検出を行うことにより、関節の動きの骨格的な限界を表現した。これにより、太股の外転での、外旋を行っているか否かによる可動域の変化も表現できるようになった。衝突検出によるシミュレーションの様子を図10(a)に示す。

さらに、前腕をひねる場合について考えると、従来は前腕を1つの部品として考え、前腕の中心を通る軸を中心とした回転として表現していた。しかし、実際は前腕は橈骨と尺骨という2つの骨からなり、尺骨を軸にして橈骨が回転することにより前腕をひねることになる。BBHMでは、このような動きを表現するこ

とが可能である．この様子を図 10 (b) に示す．

5. ま と め

人体の動きに対する解析・モデリングの手法として BBHM, および BBHM に対する動作定義を行うための SHM とマッパーを提案した．また, データベース上で人体に関する詳細な表現ができ, データベースを用いることでさまざまな人体動作シミュレーションを行うことができることを示した．

今後の課題としては, 骨格以外の人体の構成要素 (腱, 筋肉など) の実装, インパースキネマティクスに基づく動作解析, 関節可動域以外の負担や疲労度の可視化などがあげられる．腱, 筋肉などといった他の人体の構成要素を表現することにより, より精密な人体動作評価を行うことが可能となり, また疾患や関節可動域を制限する要因を視覚的に理解する手がかりともなる．また, 今回は表皮も剛体モデルで表したが, 形状の変化を軟体モデルとしてどのように表現するかも課題として残されている．さらに, インパースキネマティクスと医学的な知識を併用することにより, 外部から見ただけでは容易に動きの分からないような部位に対する関節角度値の取得が可能となる．このようにして BBHM や人体動作データの取得手法のさらなる詳細化を行うことにより, 多角的な人体動作評価が可能となり, それらの結果の 3D オブジェクトでの視覚的な表現が期待できる．

また, 集団に対する動作評価を行ううえでは, どの動作データが指定された動作を示しているのか, さらに, 比較対象となっている姿勢をとっている時点がどれか, ということを知る必要がある．そのため, 動作データに対するインデクシングの手法を確立することも今後の課題である．

参 考 文 献

- 1) <http://www.delmia.com/solutions/html/ergonomics.htm>
- 2) <http://www.eai.com/products/jack/>
- 3) <http://ece.uwaterloo.ca/~h-anim/>
- 4) Arisawa, H., Tomii, T., Yui, H. and Ishikawa, H.: Data Model and Architecture of Multimedia Database for Engineering Applications, *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, Vol.E78-D, No.11, pp.1362-1368 (1995).
- 5) 富井尚志, 有澤 博: マルチメディアデータベースにおける映像モデリングと操作言語, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J79-D-II, No.4 (1996).
- 6) カパンディ: 関節の生理学, 医歯薬出版 (1986).
- 7) 奥井宏昌, 岡本陽介, 今井さやか, 富井尚志, 有

澤 博: 工場作業データベース設計支援のためのビデオ映像に基づく動作解析, 情報処理学会研究報告, Vol.98, No.58, 98-DBS-116-58, pp.241-248 (1998).

- 8) 坂木和則, 今井さやか, 富井尚志, 有澤 博: 多視点映像を用いた時空間オブジェクトの解析とモデリング, 電子情報通信学会技術研究報告 (第 11 回データ工学ワークショップ, DEWS2000), 7B-4 (2000).
- 9) 米元 聡, 有田大作, 谷口倫一郎: 多視点動画画像処理による実時間全身モーションキャプチャシステム—視覚に基づく仮想世界とのインタラクション, 映像情報メディア学会誌, Vol.54, No.3, pp.409-416 (2000).
- 10) 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).
- 11) 奥住成晴, 腰野富久: 歩行中の正常腰椎矢状面アライメント, 整形外科バイオメカニクス, Vol.7, pp.155-160 (1985).
- 12) 中村隆一, 斉藤 宏: 基礎運動学第 4 版, 医歯薬出版 (1995).

付 録

A.1 データベーススキーマ

今回提案した人体動作データベースでは, 人体の詳細な構造記述をするデータベースと人体の動作を記述するデータベースとはマッパーを介して完全に分離している．人体の詳細な構造記述, すなわち BBHM の構造を記述するデータベーススキーマを図 2 に, 人体の動作を (SHM レベルで) 記述するデータベーススキーマを図 6 に示した．しかし, 図 2 に示したデータベーススキーマは特に根幹となる主要な概念を含む部分のみを示した．そのため, 実際に 3 章で示したような検索を行うためには, このスキーマでは不十分である．

ここでは, BBHM レベルでの人体の構造記述のための詳細なデータベーススキーマを図 11 に示す．

CONNECTION によっては, 1 方向だけでなく複数の方向に曲がること可能なものもある．たとえば股関節と右大腿骨の間の CONNECTION では, 前後, 左右, 回転と 3 方向の動きが可能である．CONNECTION の成分主体 DOF は, 関節自由度 (Degree of Freedom) という意味であり, 関節が動くことのできる方向を示す．また, INDIVIDUAL_CONNECTION の成分主体 ROM は, 関節可動域 (Range of Motion) という意味であり, 関節の可動範囲を示す．ROM の成分主体は, 各個人の関節可動域を値主体として持つ．ここで, DOF および ROM の成分主体名の中の FLEX, ADC,

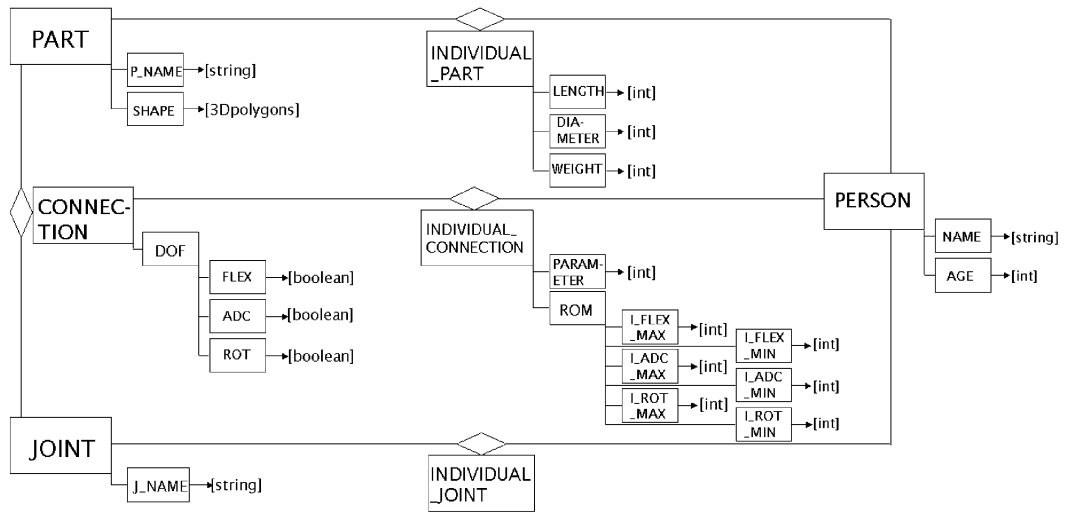


図 11 詳細なスキーマ
Fig. 11 Precise scheme.

表 2 SHM と BBHM での joint の対応

Table 2 Correspondence of SHM joint with BBHM joint.

SHM joint	BBHM joint	normal parameter (%)			SHM joint	BBHM joint	normal parameter (%)		
		Flex	Adc	Rot			Flex	Adc	Rot
back	back_1	14.0	16.1	12.5	R_elbow	R_elbow	100	—	—
	back_2	18.6	25.8	12.5		R_radio-ulnar	—	—	100
	back_3	20.9	25.8	12.5	R_wrist	R_carpal	100	100	—
	back_4	27.9	25.8	12.5	R_finger	R_MP	100	100	—
	back_5	18.6	6.5	50.0	R_finger_2	R_PIP	100	—	—
chest	chest_1	8.3	8.3	22.9	R_finger_1	R_DIP	100	—	—
	chest_2	8.3	8.3	8.6	R_thumb	R_thumb	100	100	—
	chest_3	8.3	8.3	8.6	R_thumb_2	R_thumb_MP	100	—	—
	chest_4	8.3	8.3	5.7	R_thumb_1	R_thumb_IP	100	—	—
	chest_5	8.3	8.3	5.7	L_scapla	L_scapla	100	100	100
	chest_6	8.3	8.3	5.7	L_shoulder	L_shoulder	100	—	100
	chest_7	8.3	8.3	5.7	(0 ~ 90°)	L_shoulder	—	100	—
	chest_8	8.3	8.3	5.7	(90° 150°)	L_scapla	—	100	—
	chest_9	8.3	8.3	5.7	L_elbow	L_elbow	100	—	—
	chest_10	8.3	8.3	5.7		L_radio-ulnar	—	—	100
	chest_11	8.3	8.3	5.7	L_wrist	L_carpal	100	100	—
	chest_12	8.3	8.3	14.3	L_finger	L_MP	100	100	—
L_hip	L_hip	100	100	100	L_finger_2	L_PIP	100	—	—
L_knee	L_knee	100	—	100	L_finger_1	L_DIP	100	—	—
L_ankle	L_talocrural	66.7	66.7	—	L_thumb	L_thumb	100	100	—
	L_subtalar	33.3	33.3	—	L_thumb_2	L_thumb_MP	100	—	—
L_toes	L_f_MP	100	100	—	L_thumb_1	L_thumb_IP	100	—	—
R_hip	R_hip	100	100	100	neck	neck_1	14.2	14.2	14.2
R_knee	R_knee	100	—	100		neck_2	14.2	14.2	14.2
R_ankle	R_talocrural	66.7	66.7	—		neck_3	14.2	14.2	14.2
	R_subtalar	33.3	33.3	—		neck_4	14.2	14.2	14.2
R_toes	R_f_MP	100	100	—		neck_5	14.2	14.2	14.2
R_scapla	R_scapla	100	100	100		neck_6	14.2	14.2	14.2
R_shoulder (0 ~ 90°) (90° 150°)	R_shoulder	100	—	100		neck_7	14.2	14.2	14.2
	R_scapla	—	100	—					

ROTはそれぞれ屈曲・伸展 (Flexion/Extension), 内転・外転 (Adduction/Abduction), 回旋 (Rotation) の略である。

2章にも示したとおり, PART, JOINT, およびその直積である CONNECTION で一般的な人体の構造を表し, これらと各個人を表す PERSON との直積をとることで各個人の人体の構造を表している。たとえば, 人体のある部位の骨であればおよそこんな形状をしている, という情報はポリゴンとして PART の成分主体 SHAPE に記述される。この形状を, INDIVIDUAL_PART の成分主体 LENGTH や DIAMETER などに示した各個人の形状情報に合わせて修正することにより, 各個人の骨形状をポリゴンとして得ることができる。

B.1 マッパーのアルゴリズム

SHM と BBHM の joint の対応, および文献 6) に示されている個々の関節角度への影響を基に導出した, 35 歳から 49 歳までの人の一般的な重み付けパラメータを, 表 2 に示す。なお, Flex は屈曲・伸展 (Flexion/Extension) の, Adc は内転・外転 (Adduction/Abduction) の, Rot は回旋 (Rotation) の略である。

(平成 12 年 6 月 20 日受付)

(平成 12 年 9 月 27 日採録)

(担当編集委員 有川 正俊)



佐藤 貴子 (学生会員)
現在横浜国立大学大学院工学研究科博士課程前期在学中。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, および人体骨格モデリングに従事。



永野 志保

平成 12 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 (株) ソニー木原研究所勤務。マルチメディアデータベースにおける人体骨格モデリングに興味を持つ。



富井 尚志 (正会員)

平成 6 年横浜国立大学工学部電子情報工学科卒業。平成 8 年同大学院工学研究科博士課程前期修了。平成 11 年同大学院工学研究科博士課程後期修了。現在同大学工学部助手。工学博士。主としてマルチメディアデータベース, 質問処理等の研究に従事。



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。現在同学部電子情報工学科教授。工学博士。平成 3 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。



酒井 直隆

昭和 54 年山形大医学部卒業。医学博士。米国メイヨー・クリニック研究員, 横浜市立大学整形外科講師を経て, 平成 12 年横浜市立市民病院診療部長。横浜市立大学医学部・京都市立芸術大学・神奈川衛生短大・洗足学園大各非常勤講師。臨床では手・膝の外科, スポーツ医学, リウマチが専門で, バイオメカニクスを研究テーマとしている。