

3次元人体モデルを用いた介護動作力学解析データベースシステムの構築

高山 拓† 大山英† 佐藤 貴子‡ 有澤 博‡

†横浜国立大学大学院環境情報学府 〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-7

‡横浜国立大学環境情報研究院 〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-7

† E-mail: takayama@arislab.ynu.ac.jp ‡ arisawa@ynu.ac.jp

あらまし 本論文では詳細人体モデルを用いた人体に関する力学解析・シミュレーションを可能にするシステムを提案する。このシステムを応用し、介護作業のプロセスを人体モデルで再現すれば、介護者や被介護者の身体負荷評価や最適動作設計などが可能となり有用性は計り知れない。このシステムを構築するにあたり、人体モデルの詳細度とそのスキーム、最大筋力や動作等の人体内部、外部のパラメータを現実世界から計算機上に取得する手法についてそれぞれ提案し、それらを統合して構築したシステムにおいて実際に横浜国立大学看護学科の協力の下、腰部負荷評価の実験を行いその有効性を検証した。

キーワード キネティクス、情報人間工学、人体モデル

Construction of kinetic analysis database system using by three dimension human model of nursing movement

Hiroshi TAKAYAMA† Suguru OHYAMA† Takako SATO‡ and Hiroshi ARISAWA†

† Department of Information Media and Environment Sciences, Graduate School of Environment and Information Sciences, Yokohama National University

‡ Faculty of Environment and Information Sciences, Yokohama National University

79-7 Tokiwadai, Hodogaya-ku, Yokohama 240-8501 Japan

E-mail: † {takayama,suguru, sugar}@arislab.;ynu.ac.jp, arisawa@ynu.ac.jp

Abstract This paper presented a human body motion evaluate/simulate system that can satisfy musculoskeletal minute estimate. Kinetic analysis system of nursing movement can be constructed as an application of this system. To realize this system, we must consideration these essentials. i .Scheme of human model required by this system ii Technique to acquire parameters of max force,max forced natural length, posture, movement, and power, etc on computer. It experimented on power to hang to the lumbar by using the system that integrated them, and effectiveness was confirmed

Keyword Kinetics, Information-ergonomics, Three dimension human model

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・評価は人間工学など様々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。

そこで我々は、現実世界（リアルワールド）から取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構築を進めてきた^[3]。

既存のソフトウェア、例えば、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る事により、作業を行なった時の身体の各部位にかかる負荷を評価する事が出来るが、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。

我々のシステムでは、より様々な範囲での評価を可能とするために、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が 3次元人体モデルには必要となってくる。人体の姿勢・動作は、脳からの指令に基づき筋が収縮し、骨格が動かされることによりもたらされる。そこで、人体の動きを正確に再現し評価するためには、人体を筋肉・骨格レベルでモデル化する必要がある。また、体格や身体特性の個人差による姿勢・動作への影響を表現するために個人の特性を

反映したモデルであることも求められる。

以後、この3次元人体モデルを詳細人体モデルと呼んで議論を進めていく。一方、これらの動作評価や力学解析を行う上では、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はなく、統一的なスキーマのもとに蓄積することで、初めて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する事ができる。これにより、例えばある動作に関して「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」という問い合わせを行い、ユーザが自由にデータを組み合わせることでシミュレーションを行うことが可能となる。

この力学解析・シミュレーションシステムが構築できれば、応用事例として介護動作において詳細人体モデルを用いて、介護者や被介護者の身体にかかる負荷を評価でき、最適な介護動作設計の立案に役立てることが出来る。その他、スポーツや医学といった様々な分野でも、このシステムは利用することが出来るであろう。現在我々は、横浜市立大学看護学科と共同研究という形で介護動作における総合負荷評価システムを構築中である。

この力学解析・シミュレーションシステムを実現するには次の3点を考慮する必要がある。

- i データベース化の際、人体の形状、構造、動作をどのようにモデリングすればよいか
- ii 複雑な構造を持つ詳細人体モデルに対して、人体の動作をどのように定義するか
- iii 力学計算（キネティクス）に必要なパラメータ、つまり最大筋力、筋自然長等の人体内部のパラメータや姿勢、動作、外力等の人体外部のパラメータを現実世界から計算機上にどのように取得するかである。

以下、2章では詳細人体モデルに必要な要素と人体内部、外部パラメータ取得法について述べ、3章では詳細人体モデルによる力学解析・シミュレーションを行うためのデータベース上での表現の仕方について説明し、4章で提案システムによる評価の妥当性・有用性を示すため、横浜市立大学看護学科の協力の下、構築した腰部負荷評価システムについて述べる。5章でまとめを述べる。

2. 詳細人体モデルに必要な要素とパラメータ取得法

我々の力学解析・シミュレーションシステムでは、個人の体の特性(身長や筋力の強弱など)を反映して、動作中に人体内部でどのような力がはたらいているか

を解析することを目標としている。この実現のためには、そもそも人体をどのように捉えるかを考える必要がある。この詳細を2.1に述べる。

さらに、この人体モデルに個人の体の特性を反映させ、人体動作を定義しなければならない。我々は、個人ごとに決まる体の特性パラメータと、動作ごとに異なる時系列データを分けてデータを蓄積することを考えた。これにより、別の人の動作を被験者のモデルに与えることによって、評価・シミュレーションを行なうことも可能となる。

2.1. 人体のモデリング

ここでは、人の体というものをどのように捉え、モデリングするかについて簡単に述べる。

動作中に人体内部ではたらく力を解析するために必要不可欠な要素を考える。

まず、人体の姿勢は骨格により大きく形づくられていることから、主要な骨の位置・姿勢を決定できれば人の姿勢は決定できる。また、骨と骨の衝突等の解析も行える。

また、人体には構成上曲がってはいけない方向や可動範囲等が存在し、どの骨とどの骨がつながっているかも考慮しなければならない。これより骨と骨との接続である関節も必要な要素となってくる。

次に、力学解析のためには、人体の内部で力のやり取りを担っている筋肉も人体モデルに必要な要素となってくる。姿勢と合わせて動作時の筋力を推定することにより詳細な力学解析が可能となる。

さらに、力学解析の為には、上腕や大腿部などといったように、体の部位ごとの重さを計算に必要とする。そこで、我々は骨をベースとし、人体をいくつかの部位に区切り、その部位ごとの重さや重心位置を定義できるようにした。その部位のことをセグメントと呼ぶ。

以上より、我々は人体モデルの構成要素を骨、関節、筋肉、セグメントと考えた。

2.2. 個別詳細人体モデルの作成

人体モデルの構成要素は、先に述べた。しかしこれだけでは個々人の特徴を反映した力学解析・シミュレーションを行うことはできないため、モデルを被験者ごとに個別にカスタマイズしなければならない。

ここで我々は、被験者特有の体の特徴を表す値をパラメータとしてモデルに持たせることを考えた。例えば、体格情報、骨のつながり方、筋パラメータ、関節中心の移動特性などである。以後、本論文ではこれらのパラメータを内部パラメータと呼ぶことにする。

先に述べた詳細人体モデルを評価に用いるためには、詳細人体モデルのパラメータとして記述した、骨格や筋の個人別の特性といった内部パラメータを測定する必要がある。しかし、いずれも人体内部の特性な

ので容易には測定できない。今回、我々が詳細人体モデルに必要な個人毎の人体内部パラメータは以下の通りである。

1 骨格レベルでの体格情報

2 関節の運動特性

3 それぞれの筋の筋特性（最大筋力、筋付着位置、腱長特性、筋粘弾特性、筋長特性、羽状角）

1、2に関しては参考文献[3]に譲り、本論文では最も測定が困難なパラメータである3について述べる。まず簡易な手法として、表面筋電計という測定機器を用いた手法を提案する。この機器は皮膚表面に現れる神経から筋への活動電位(どれだけその筋が頑張っているか)を非侵襲に測定する事ができる。予備測定として、筋パラメータを求めたい部位の筋肉に既知の負荷をかけながら活動電位を測定することで、活動電位から筋特性(最大筋力)を推定計算することが可能となる。また、より詳細に筋の特性を求める手法としてPET画像を用いた筋パラメータの取得手法を提案する。これは筋使用時に、消費エネルギーに応じた筋肉への糖の集積を観測することで、それぞれの筋肉の筋特性をより詳しく求める手法である。

2.3. 詳細人体モデルの動作に関わるデータ

内部パラメータを取得し、個別人体モデルを作成できたら、そのモデルに動作を与えなければならない。

ここで、姿勢がどのように変化するか(動作)や、どのくらい筋力を発揮しているか等、時系列に従って変化していくパラメータを外部パラメータと呼ぶ。具体的には、関節角度や筋活性度の時系列データや外力の時系列データなどである。

外力は床反力計や体圧分布測定システムなどから測定できる。一方、動作データすなわち姿勢の時系列データは容易には取得できない。

人体の姿勢を骨の位置・姿勢により定義することは既に述べた。しかし、人体には200個以上の骨があり、骨の位置を取得することが困難な部位(背骨等)も存在する。

ここで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な割合で動くかの研究がなされている。このような医学的知識を用いることにより、例えば脊椎では、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出来る。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。

そこで我々は、人体の大局的な動作データを、関節の複雑な動きを考慮しつつ表現できる簡易化された人体モデルと、この簡易人体モデルを用いて定義した動きを詳細人体モデルにマップする手法として、マップ

ーを提案する^[7]。

簡易人体モデルの動作データから詳細人体モデルの動作データへの変換はあくまでマッパ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。

2.4. 人体の構成要素間の参照関係

以上のように、人体の主要要素は骨、関節、筋肉、セグメントである。それらの要素のつながりを述べる。

まず骨と関節であるが、姿勢変化に伴う骨同士的位置関係の制約を表すためには、ある骨がそれに付随する関節を情報として持っていなければならない。よって各骨は関節を参照する。また、筋肉は骨の移動に伴い伸び縮みし位置も変化する為、骨と筋肉の間にも参照関係が存在する。セグメントに関しては、骨の動きに対し部位ごとの質量重心の変化がわかるようにするため、骨とセグメントの関係を情報として持っている。つまり、骨はどのセグメントに含まれているのかという情報を保持している。これらの関係を図1に示す。

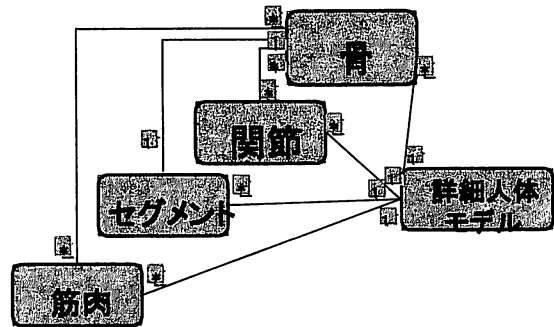


図1 各要素の関係図

3. 詳細人体モデルによる力学解析シミュレーションを行うためのデータベース上での表現

では前章で述べたような力学解析シミュレーションシステムが取り扱うデータを表現するためには、どのようなデータ構造が必要であろうか。

ある1人の人体は、骨、筋肉、関節、セグメントといったオブジェクトで表すことができ、それらのオブジェクトは、人体の特性を表すパラメータをそれぞれ持つ。例えば人体を表すパラメータは、骨-隣接骨-隣接骨付着位置といったように階層構造をなすととらえられる。そこで、以下の構造を用意し、オブジェクトの階層構造で人体のパラメータを表すことを考えた。

オブジェクト:= 属性名:値

・ | 属性名:{値,値,...}

・ | 属性名:タプル

・ | 属性名:{タプル,タプル,...}

3.1.2. 個人人体の動作モデルのデータ構造

次に、詳細人体モデルの動作をどのように表現するかについて述べる。ここで動作は一時点毎での姿勢の連続として表現することにする。これはある被験者がある動作を行った際に、その動作に関して取得・計測が可能なデータ（外部パラメータ）も一時点毎でのデータの連続となるためである。

このクラスは前述した個人人体モデルクラスと同様に、骨、関節、セグメント、筋肉の4つの階層構造の集合で、一時点の全身の状態を表現している。骨モデルは、ある姿勢をとったときの各骨の位置と姿勢を持っており、関節モデルがその骨の姿勢（基本姿勢からの変位）から計算される相対位置、すなわち関節角度を持っている。筋肉モデルは、その時点での骨格の姿勢時に筋肉がどのような状態にあるか、すなわちHILLの筋腱モデルの式で一時点に該当するパラメータを持っている。セグメントモデルに関しては、動作時に計測した外力データ（床反力計や体圧分布測定器、荷物情報等）のほかに、骨の姿勢から計算できる重心の並進加速度や角加速度のパラメータを持たせている。

4. 実験による提案システムの検証

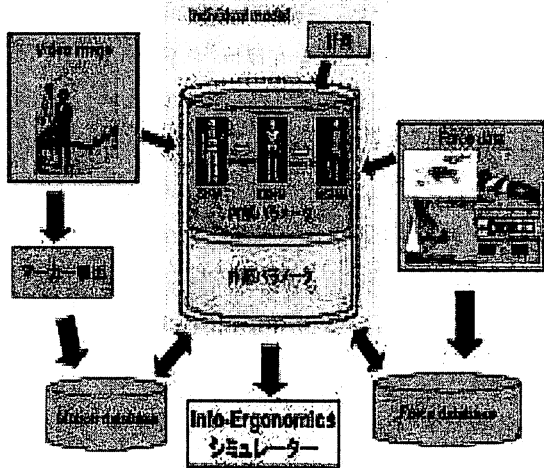


図3 シミュレーションシステムの構成図

前章まで述べてきたことをまとめると詳細人体モデルによる力学解析シミュレーションシステムの概略図は図3のようになる。図3に示す2つのデータベースを用いることで個人の構造を反映した力学解析シミュレーションを行うことができる。

このシステムは2.3で述べた簡易人体モデルで動作を定義し、その動作データをマッパーを用いて詳細人体モデルにマップし力学解析・シミュレーションを行

うものである。このシステムを用いる事で、目的とする評価・シミュレーションの詳細度に応じた様々な事前測定を行い、その評価・シミュレーションに適切な詳細人体モデルに調整（アジャスト）する事が可能となると考える。今回は簡単なキネティクス解析の一環として、このシステムを実際に構築し腰部負荷推定評価器を実装した。

4.1. 実験・評価

横浜市立大学看護学科の協力の下、介助技術の経験者2人、未経験者1人に介護動作において基本的な動作の「起き上がり動作」の介助を行なってもらい、今回の提案システムと外部パラメータとして床反力計を用いて腰部にかかる（第5腰椎と第1仙椎の間にかかる）負荷を推定する評価器を実装した。実験手順として、最初に骨特徴点にマーカーを17点セットする。次に床反力計の上に乗ってもらい実際に動作を行ってもらい、4方、7台のカメラから計測した（図4）。



図4 実験環境、実験風景

4.2. 結果・考察

以下に起き上がり動作を介助した際の腰部(第5腰椎と第1仙椎の間)の力FとモーメントTの計算結果を示す。

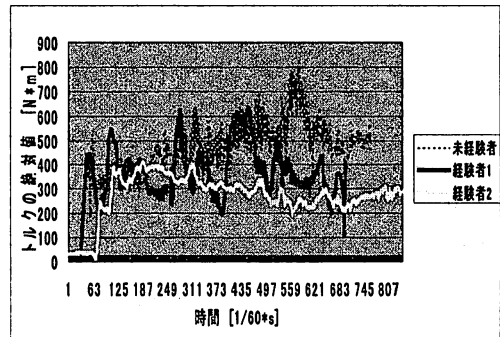


図5 トルクの絶対値

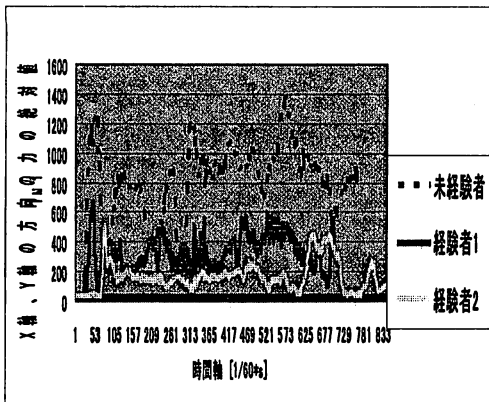


図6 ズれる方向の力の絶対値

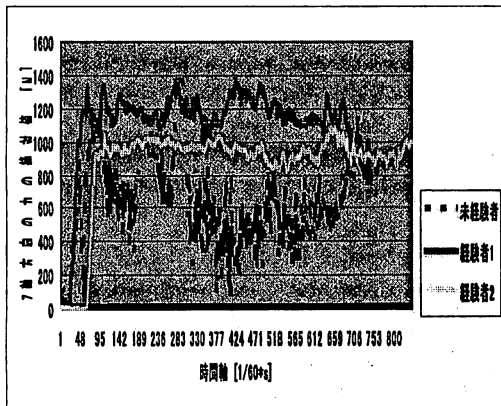


図7 圧迫方向の力の絶対値

結果を見ると図5より、トルクの絶対値は明らかに経験者の方が小さいことがわかる。経験者の方がトルクを巧く軽減していることがわかる。更に図6、図7を見てみると経験者の方が圧迫方向の力が大きく、ズれる方向つまり、せん断力が小さいことがわかる。逆に未経験者はせん断力が大きく、圧迫方向の力が少ないことが見て取れる。腰仙関節においてよくあるすべり症という疾患は、関節に大きなせん断力がかかることで発症しやすくなることが知られている。経験者はすべり症になりにくいように介護動作を行なっていることがわかる。このように、未経験者と経験者の動作において有意な差があることが証明でき、構築したシステムの有効性を評価できた。

5. まとめ

本論文では、力学解析・シミュレーションを実現するための、詳細人体モデルを提案し、実装を行った。また、データベース上で人体に関する様々な表現が由来、データベースを用いることで様々な人体動作負荷評価が出来る事を示した。

また、これらの力学解析・シミュレーションシステムを用いて、介護動作（起き上がり動作）において実験を行い腰部にかかる負荷を推定しシステムの有用性を検証した。

今後は、外部パラメータとして耐圧分布測定器など様々なモダリティを用いたり、内部パラメータとして腹圧の考慮や、介護動作時における発揮筋力の推定など、このシステムを使って実装していきながら、システムの向上を目指すと共に介護作業における総合的な負荷評価システムを構築していきたい。

謝 辞

本研究は横浜市立大学看護学科野村準教授、塚本准教授にご協力いただいた。ここに謹んで謝意を表する。

文 献

- [1] Taku Koumura, Yoshihisa shinagawa “creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model” The Visual Computer(2000)16:P254-P270
- [2] Ernest J. Cheng1 and Stephen H. Scott2 “Morphometry of *Macaca mulatta* Forelimb. I. Shoulder and Elbow Muscles and Segment Inertial Parameters” JOURNAL OF MORPHOLOGY 245:P206-P224
- [3] 佐藤貴子 坂木和則 有澤博 “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”情報処理学会論文誌 vol.46 No.3
- [4] 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)
- [5] 渥美浩章:コンピュータマネキンへの期待,パイオメカニズム学会誌,Vol.23,No.1,pp.3-7(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,Vol.42,No.SIG1(TOD8),pp.92-102(2001)