

詳細人体モデルを用いた作業者動作の取得と評価

有 澤 博*

ABSTRACT In this paper, we present the human body modeling and motion evaluation system with precise human body model. In order to build Info-Ergonomics simulation system, we first construct a precise human body model on the computer. Then, we detect human body posture/motion from video images and map them to the “customized” human mockup. In this paper, we are focusing on detection of human motion and precise mockup generation. Also, this paper briefly describes motion evaluation method based on musculoskeletal model. Finally, this paper reports the result of a total experiment of motion evaluation/simulation system.

1. はじめに

人間の生活環境、すなわち道具や什器、機械と人間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様々な分野で研究が行われてきた。しかし、これらの手法は、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、大局の評価方法にとどまっていた^{1)~3)}。

これに対し、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、様々な分野で利用価値があると考えられる。例えば、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。その他、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、以下の2点である。

- ・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

姿勢・動作に対する負荷や疲労は、骨格を動かすために筋が収縮する際に起こるため。

- ・個人の特性を反映したモデルであること

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。

しかしながら、個人の体格、姿勢、動作を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^{4), 5)}。なぜなら、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上、関節の動きひとつとっても単純な回転運動ではないことが動作取得の際に大きな障害となるからである。

そこで著者らのグループでは、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^{6)~9)}。これを、情報工学に基づく新しい人

Motion Capture and Evaluation for Workers using Precise Human Body Model. By Hiroshi Arisawa (Graduate School of Environment and Information Sciences, Yokohama National University).

* 横浜国立大学大学院環境情報研究院

間工学として、Info-Ergonomicsという分野を提案してきた¹⁰⁾。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。

2. Info-Ergonomics シミュレーションの概要

我々が提案してきたInfo-Ergonomicsでは、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、部品の大きさ・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、ユーザにわかりやすいように着色等を施した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、直観的にわ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わかった。

この概念をシステムとして実現する場合、大まかに、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。例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

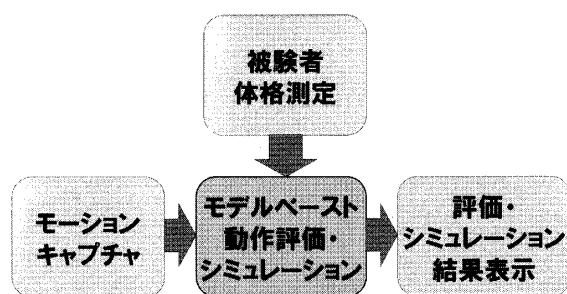


図1 Info-Ergonomics シミュレーションのおおまかな手順

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、個々の技術について、特に(2)～(5)の技術にスポットをあてて概説する。

3. 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、少数マーカー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¹¹⁾。

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ーを人体の各部に取り付けることはできない。しかし、マーカーを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ーを人体に取り付け、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2に示す。

3.1 モーションキャプチャのための人体モデル

本システムでは、少ないマーカー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、予め被験者の体格に合わせた仮想人体モデル(動作取得用人体モデル)が必要となる。ここで用いる動作取得用人体モデルとは図3に示すような、全18パーツ、47自由度の

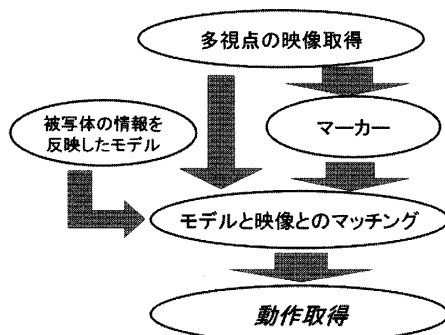


図2 人体動作の取得処理の手順

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。この動作取得用人体モデルと取得映像とのマッチングにより動作を取得する。

3.2 解析処理の高速化

モデルを詳細にすることと解析処理時間はトレードオフの関係にある。なぜなら、パーツや自由度の数が増えることは探索範囲が増えることに繋がり、それが階層構造であれば指数乗的に探索範囲が増えてしまう。本研究では47自由度の3次元人体モデルを用いているため、解析処理時間が問題となることが予想される。そのため、高速な解析処理時間を実現するためのアルゴリズムを考える必要がある。

そこで、人間の身体の特長について考えてみると、人間の身体は多くの関節から構成されていることがわかる。今回用いるモデルでは全47自由度があるが、各関節は可動域を持っておりその可動域は関節ごとに違っている。例えば、膝関節のように90度以上の広い可動域を持つ関節や、腰関節のひねり(回旋)のように狭い可動域を持つ関節がある。また、膝関節では屈曲の1自由度しかないのに対し、腰関節では屈曲・回旋・側屈の3自由度といったように、自由度の数も関節ごとに違う。この他にも、通常の動作においてよく動かす関節とあまり動かさない関節とがある。例えば、腕を伸ばせば届く位置に物がある時、手を動かさず腰から動かして物を取る人はいないであろう。このような人間の身体の特長を考慮に入れて、身体の部分ごとに最

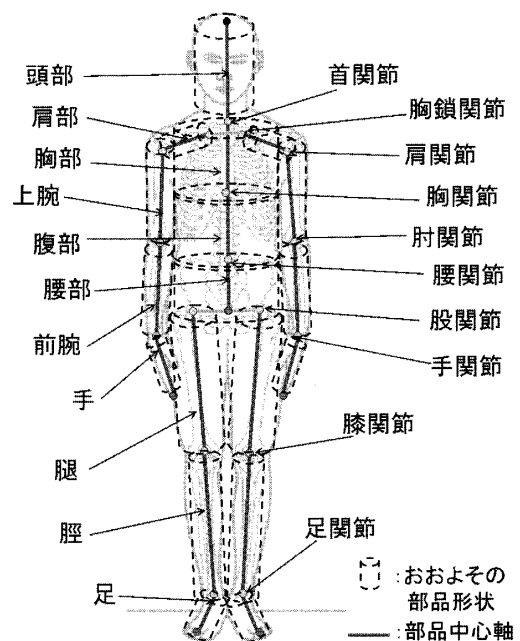


図3 動作取得用人体モデル

適な手法を用いて動作解析を行うことで、高精度かつ高速な解析処理を実現できると考えた。

ここで、まず一般的な動作解析に用いられる手法について考えてみる。これには大きく分けて、

- (1) フレームごとにモデルを画像に照合させる手法
- (2) 初期フレームのみモデルと画像を照合させ、それ以降のフレームでは位置・姿勢の変位分を推定し累積する手法

の2つの手法がある。

(1)の代表例としてはテンプレートマッチングやヒストグラムマッチングなどがある。これは探索範囲内を全検索して最もマッチした位置を解とするため、可動域が大きいパーツでは処理時間がかかるという問題点がある。しかし、(2)と比較すると精度は高くなる。

(2)の代表例としてはインバースキネマティクスやオプティカルフローなどがある。これらは変位分を累積させるため、フレーム数が多いと誤差も累積してしまうという問題点があるが、処理は高速である。

そこで、3次元人体モデル上で1つもしくは複数のパーツを部分として分割し、可動域の大きなパーツを含む部分に関しては(2)の手法を用いて、それ以外では(1)の手法を用いることとした。この部分分割をした3次元人体モデルを図4に示す。

3.3 マーカの付着位置

マーカは姿勢決定する際に絶対的な指標になる点である。しかし、マーカは最低2台のカメラから見えていなければ位置情報を得ることができない。このことから、オクルージョンが起りにくい位置に装着すべきである。ここで、今回用いる3次元人体モデルは腹

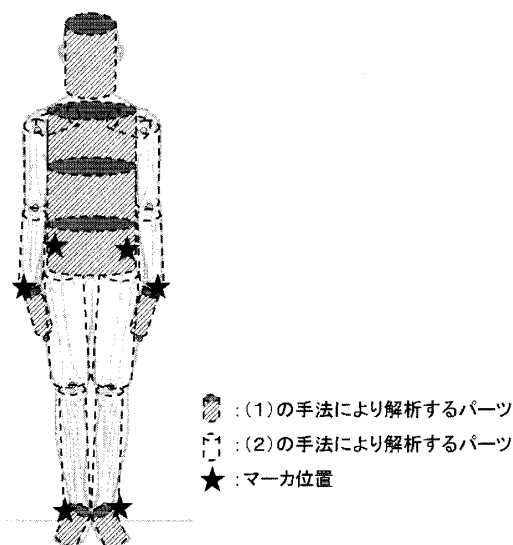


図4 動作解析手法のパーツごとの区分とマーカ位置

をルートとした階層構造となっている。ここで、もし腹パーツの位置がずれていたとしたら、モデルの全てのパーツがずれていることになってしまう。そのため、腹パーツは可能な限り正確に決定しなければならず、このパーツにはマーカを装着させるべきであろう。そこで、まず、腹パーツの両端にあたる脇腹に2つのマーカをつけることとした。この他につけるマーカとしては、親からなるべく離れたパーツに装着することで探索範囲を狭めることができるであろう。このことから、階層構造の末端にあたるパーツにそれぞれ1つずつマーカを装着することとした。マーカ付着位置は図4に示した通りである。

4. 詳細人体モデルとその動作定義手法

4.1 詳細人体モデル

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等の評価・シミュレーションを行いたいと考えている。このため、詳細人体モデルとして、全身の骨(剛体パーツ)を関節(移動を含む1～6自由度の接続点)でつなぎ、筋を模式的に折れ線分として考えた人体モデルを提案している。この人体モデルを個人の身体特性に合わせてアジャストし、シミュレーションを行おうというわけである。

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掛かりな医療機器(CT/MRIなど)を用いたり、侵襲(体に傷をつけたり、放射線を浴びたりすること)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のみならず、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のみならず、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。

実際に測定する値は、体格については外見上測定できるパラメータのみにしぼる。体格測定を簡易に行うため、被験者があらかじめ決められた姿勢(図5)をとった所を撮影し、それを画像処理することで自動的に体格データを取得した。なお、例外的に、肩部分のデータのみは外見だけで測定できなかったため、実測した。また、関節可動域は日本整形外科学会・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に基づき測定を行った。

4.2 詳細人体モデルへの動作定義

3章の手法により取得した人体モデルの姿勢・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、骨同士の間関節は、骨同士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^{5, 12, 13)}。そこで、動作取得用の人体モデルの姿勢・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。

動作取得用の人体モデルでは、特に体幹部を中心に、

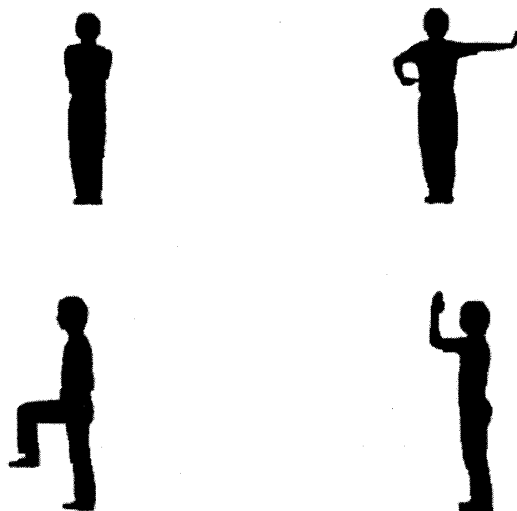


図5 体格データ取得のための被験者の姿勢

詳細人体モデルに比べて関節数・自由度数が少なく、単純化されている。そこで、動作取得用の人体モデルから詳細人体モデルの姿勢を決定しようとする、対応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、過去に実験等で得られている標準値を参照し、解の特定に用いることを考える。例えば、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おり¹⁴⁾、この値を用いることで、動作取得用人体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。

5. 動作シミュレーション手法

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¹⁵⁾を求める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上で、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 Model¹⁵⁾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。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

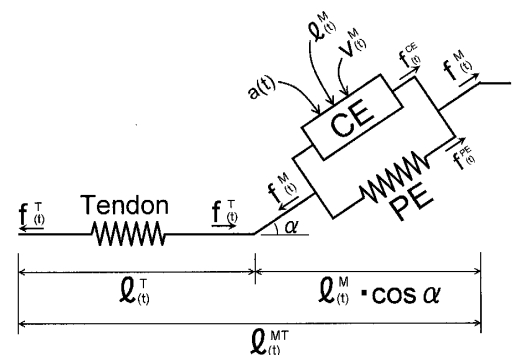


図6 Hill-type Model(15)を改変

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。

本稿では詳細な数式は省くが、筋の活性度を筋電位計で測定し、モーションキャプチャデータから筋・腱長の和と筋の収縮速度を求め、時間順にシミュレーションすることで、ある時刻における筋力の方程式を求めることができる¹⁵⁾。これにより、動作に対応して各筋肉の筋力をシミュレーションすることができ、ひいては体の各部位にかかる負荷や疲労の評価が行えると見込まれる。

6. 実験

6.1 少数マーカによるモーションキャプチャ

モーションキャプチャの実験として、4台のカメラを用い、被験者の歩行動作の動作解析を行った。使用したカメラは全てSONY社製DXC-9000であり、各カメラ間は同期の取れた状態でVGAモード、600frame/secで取り込んでいる。撮影環境とカメラの配置を図7に示す。

また、撮影により得られた映像から、動作解析を行った結果を図8に示す。全体的に安定して動作解析を行えたことがわかる。特に下半身は安定してマッチングしている。これは下半身が上半身に比べて階層が少なく、自由度も少ないためであると考えられる。上半身では、上腕・前腕のマッチングに多少のばらつきが生じてしまった。これは、腕と胸部では服の色が同じであることと、肩関節の角度の精度がよくないこと

が原因と考えられる。

6.2 詳細人体モデルへの動作定義とシミュレーション

Hill-type Modelを用いた動作評価の例として、前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。

5章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、今回は常に筋の活性度を最大と仮定し、「この姿勢で最大努力の力を出した時にはどれだけの力を出しうるのか」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、大腿四頭筋(膝の伸筋)、腓

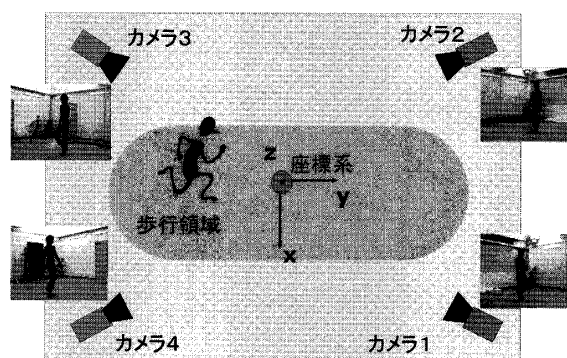


図7 動作取得環境とカメラ配置

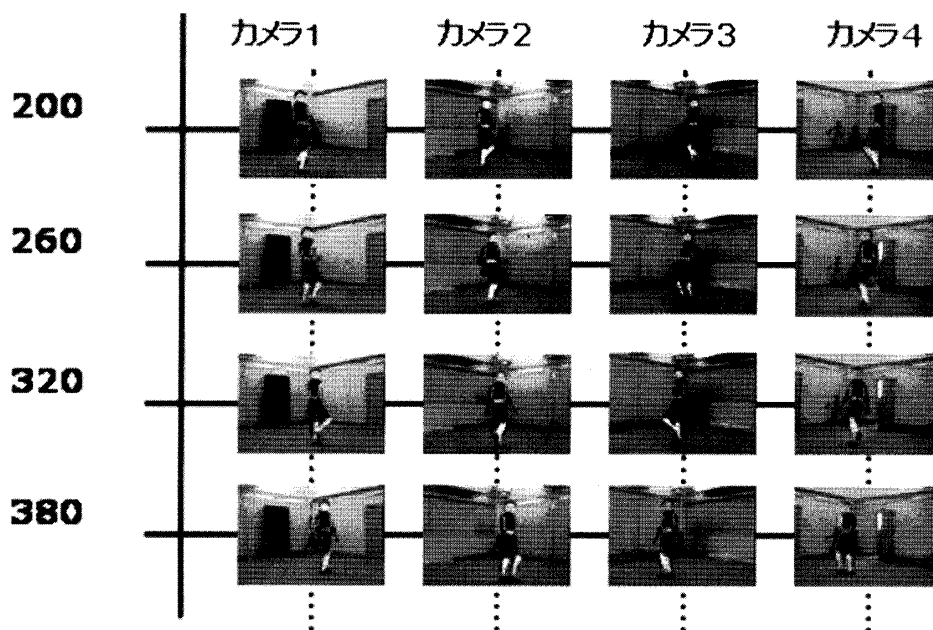


図8 動作の取得結果

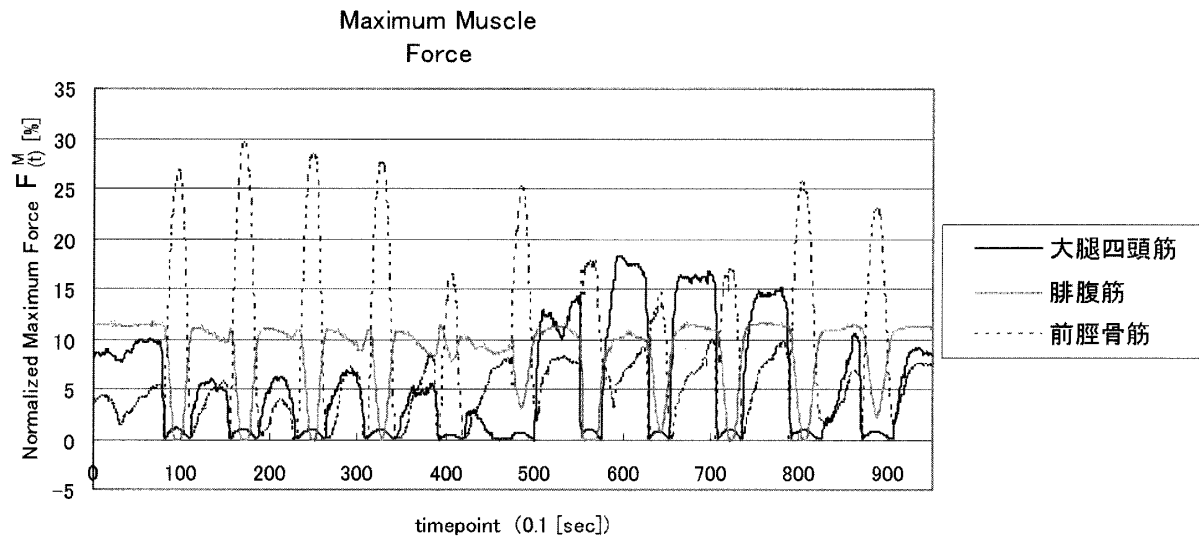


図9 脚部についての筋力評価結果

腹筋(膝の屈筋), 前脛骨筋(足首の伸筋)の3筋である。

この結果に基づき, 計算により求めた最大筋力を正規化した値のグラフを図9に示す。

7. まとめ

本稿では, 工場における工程設計や医療分野等に利用できる, 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述べた。その上で, 特にモーションキャプチャと詳細人体モデルに基づくシミュレーション手法について触れ, 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。

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等の推定法の精度を上げ, さらに, 疾病などにあわせてさらに細かいモデルの調整を行えるようにし, 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, 筋の活性度の測定/推定手法を確立し, より実際に近い負荷評価を実現することなどが挙げられる。

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) R. S. Bridger: Introduction to Ergonomics 2nd Edition, Taylor & Francis Inc. (2003)
- 4) 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, **23**-1, 18/23 (1999)
- 5) 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, 139/148 (1993)
- 6) 佐藤貴子, 永野志保, 富井尚志, 有澤博, 酒井直隆: 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, **42**-SIG1 (TOD8), 92/102 (2001)
- 7) H. Arisawa and T. Sato: 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), pp. 128, Amsterdam, the Netherlands (2001)
- 8) H. Arisawa, T. Sato and T. Tomii: Human-Body Motion Simulation Using Bone-Based Human Model and Construction of Motion Database, Arisawa et al. Eds., LNCS2465, 115/126, Springer (2002)
- 9) 佐藤貴子, 昌川泰鎬, 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), 181/188 (2003)
- 10) H. Arisawa and S. Imai: Working Simulation based on Info-Ergonomics and Multimedia Database Concept Design, 1996 Japan-U. S. A. Symposium on Flexible Automation (1996)
- 11) 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, 45/46 (2002)
- 12) 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, **16**, 217/222 (1995)
- 13) 信原克哉: 肩 その機能と臨床, 医学書院 (1987)
- 14) I. A. Kapandji: 関節の生理学, 医歯薬出版株式会社 (1986)
- 15) F. E. Zajac: Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control, Critical Reviews in Biomedical Engineering, **17**-4, 359/411 (1989)