

アンドロイドシミュレーションによる製品評価技術

吉成 哲、鎌田 英博、但野 茂*

Evaluation of Products using a Computer Mannequin and Numerical Analysis

Satoshi YOSHINARI, Hidehiro KAMATA, Shigeru TADANO*

抄 録

近年、消費者の意識が量や機能の追求から、人間を重視したモノや環境へと移行してきている。しかし、人間と製品のインターフェースの評価は、時間や費用の制限もあり、十分に行われていない場合が多い。

そこで我々は、3次元人間モデルを用いたシミュレーション手法を検討している。まず同一コンピュータ上に、製品やその使用される環境と、人間モデルを配置する。次に、人間モデルに製品を使用させ、無理のない姿勢で使えるかとか、どのように見えるかなど、様々な解析を行う。最終的に必要な設計条件を満足するまで、製品モデルに変更を加え、解析を繰り返す。

この手法を洗練させていくと、設計者は人間と製品を別々に眺めるのではなく、両者のインターフェースを含めた、ひとつの系として考えることができる。また、直接設計製図に携わらないスタッフも、開発の初期段階から検討に加わることができ、ヒトに優しい製品の開発を支援することが可能になると考えている。

1. はじめに

近年、消費者の意識が量的、機能的な充足感の追求から、健康で安全、快適で文化的な生活を実現するための人間を重視したモノや環境へと移行してきている。その中で、高い市場競争力を持つ製品開発を行うために、製品の設計や製造に人間工学的な評価、検討を加えることが一般的になりつつある。今までは、製品が最大効率で働くような機能の実現に対する優先度が高く、使用者の精神的、肉体的負担に対する検討が十分に成されない例も見受けられた。人間と製品のインターフェースが緊密でない場合、製品を効率的に操作することが難しく、作業の長時間化、ヒューマンエラーの頻発、製品による事故等の潜在的危険を含んでいる。一般的に製品が市場に出る前には、設計者自身あるいは製品評価部門による評価がなされる。しかし、時間や費用の制限もあり、さまざま

な事象やユーザ層を網羅する十分な評価を行うことは困難である。このようなことから、製品の使いやすさや安全性の評価が、設計段階で短時間でできることが望まれている。

本報告では、コンピュータマネキンの現状と製品設計に適用した事例を紹介する。

2. コンピュータマネキンの動向

設計者が人間と製品の関係を考えるとき、製品や環境を描いた図面に2次元のマネキンテンプレートなどを重ねて検討する手法は、古くから行われてきた。1980年代はコンピュータマネキンの黎明期であり、自動車産業や航空機産業向けにSAMMIE、CYBERMANなどの3次元ソフトが開発された(図1)。現在ではさまざまなタイプのマネキンが出回っているが、機能や質は多様であり、用途による選択がなされている。人間適合性の評価に用いられるマネキンは、階層構造のリンクを骨格とし、皮膚表面や体積を合わせて形態を表現す

* 北海道大学

る。人体寸法データベースを参照することにより、さまざまな体型を取り扱うことができるが、データ項目は各マネキンごとに異なる。アニメーションを行えるマネキンも多いが、動作をコントロールする制御則などが示されていないなど、人間の自然な動きを検討することへの利用には制限がある。

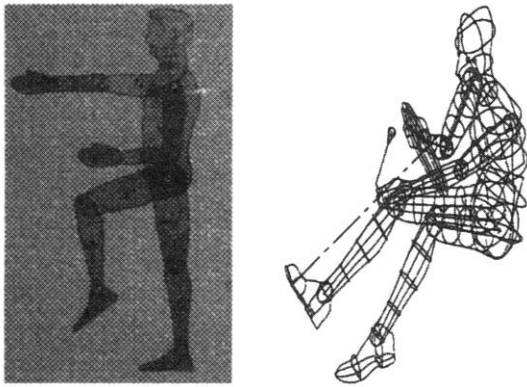


図1 従来の手法

一方では、パソコン上で稼働するマネキンも現れている。それらには、CGなどの映像化に用いられるものや、3次元のマネキンテンプレート的に使われるものが含まれる。なかでも3次元CADと統合されたシステムでマネキンを使用する設計者は、設計の始めの段階から製品と使用者を、インターフェースを含めたひとつの系として考えることができ、高価で時間のかかるプロトタイプを製作する必要から大幅に解放される。

3. コンピュータマネキンによるシミュレーション

コンピュータマネキンによるシミュレーションの流れを図2に示す。まず、デザインコンセプトを展開し、製品モデルの概念設計を行う。次に製品モデルを作成するが、従来の立体模型（コンセプトモデル）の代わりに、3次元CADデータによるモデルを用いる。製品に可動部が有る場合は、拘束条件や可動域など機構の定義を行う。次に、コンピュータマネキンと製品や環境のモデルを同一コンピュータ上に入力して、マネキンに製品を使用させる。コンセプトに基づいて解析結果を評価し、条件を満足すれば次のプロセスにデータを

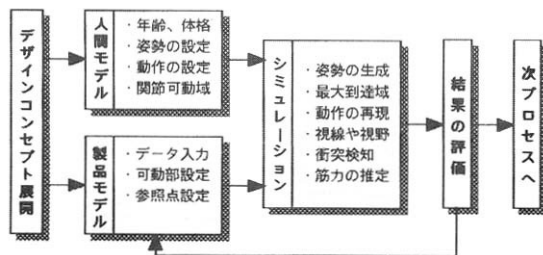


図2 シミュレーションの流れ

渡す。そうでなければ製品モデルを変更し、同じ手順を繰り返す。

本報告では、コンピュータシミュレーションを用いた製品設計の一例を示す。3次元コンピュータマネキンには、ペンシルバニア大学によって開発されたJACKを使用した。このマネキンは、22セグメントの柔軟な胴体を含め、74のセグメントと、73の関節から成り、150の運動自由度を有する。標準的な体型を用意しているが、図3に示される各セグメントテーブルの値を変えることにより、独特な体型を形成できる。米人男子の年齢別標準体型を生成した例を図4に示す。マネキンはどんな距離からでもどんな視点からでも見ることができ、スクリーン上のウィンドウにはマネキンの都合のよい位置から見た光景が表示される。

JACKはまた、従来の人間工学的知見を組み込んだ解析も可能である。人間が作業を行うときは、人間特性が考慮された道具や作業環境なのかどうかによって、ストレスの質や量が変わってくる。たとえば重量物の持ち上げ作業を例にとると、無理な姿勢で過酷な作業を続けた場合、作業者の背骨や筋肉に障害を引き起こす。これを事前に防ぐために、NIOSH（米国国立労働安全衛生研究所）では、ガイドラインによる適正範囲を示しているが、このような定式化された手法を用いた評価を行うこともできる。

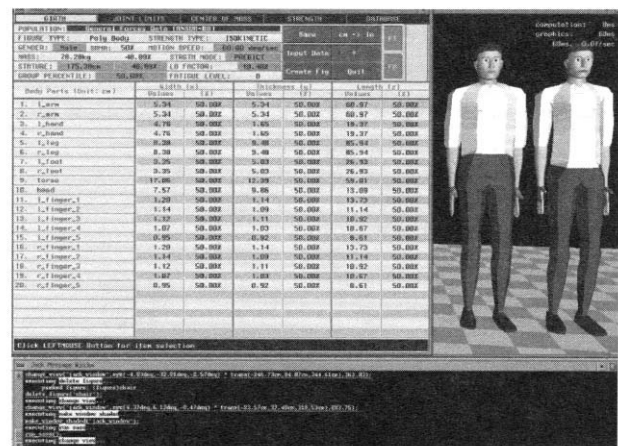


図3 人体寸法テーブル

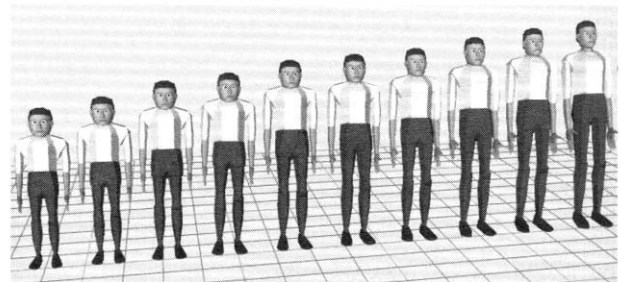


図4 生成された年齢別標準体型

ここで人間の特性を考えると、図5に示すように物理的特性、生理的特性、心理的特性の3つに大別される¹¹⁾。本報告

物理的特性	生理的特性	心理的特性
・人体計測値	・感覚	・判別と認識
・骨格寸法、体形	・視覚、聴覚、嗅覚	・理解と認知
・動作域、動作空間	・触覚、味覚	・学習と習慣
・視線と視野	・エネルギー代謝	・感情と感性
・重心位置	・身体負担	・生活と習慣
・姿勢	・筋疲労、筋負担	・心理的負担

図5 人間特性情報の種類

では、検討した物理的特性と生理的特性についての解析事例を、それぞれ以下に述べる。

4. 人間の物理的特性解析事例

本シミュレーション手法を、旭川市工芸センターに設備されている、「多品種少量生産工程における省力化システム」に適用した。これは、汎用の軸傾斜横切盤を改造し、部材ごとの段取りの自動化を図ろうとするものである。丸鋸の昇降や傾斜を決めるハンドル、材料長さを決める定規の位置調整部にモータを取り付け、新規に設けた操作盤による集中制御を行う。

まず機器のデータを廉価なパソコン用3次元CADで作成した。そのモデルを図6に示す。次に、汎用中間形式ファイルを紹介して、そのモデルをシステムに取り込んだ。またシステム内では、想定する体格のコンピュータマネキンを作成した。

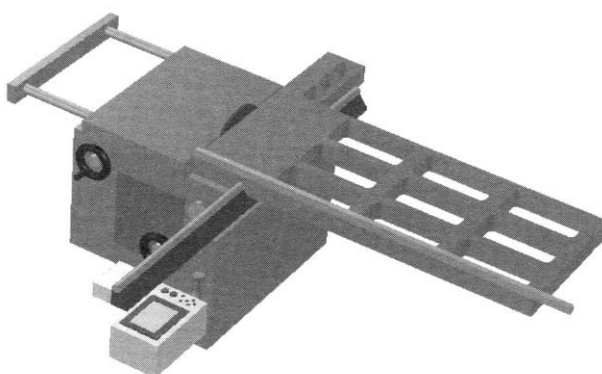


図6 3次元CADによる製品モデル

図7に、定盤からの丸鋸の出量を調整する操作を行っている様子を示す。操作盤のボタンを押している姿勢を見ると、腰が後ろに下がって右腕が伸びきっており、この体型の人間には操作盤の位置が少し低めであることがわかる。また、白線で示されている操作時の重心位置は、両足の中心に降りており、不安定な姿勢ではないと言える。

次に、丸鋸駆動用モータを制御するスイッチボックスへのリーチテストを行った。図8に示すシミュレーションの姿勢

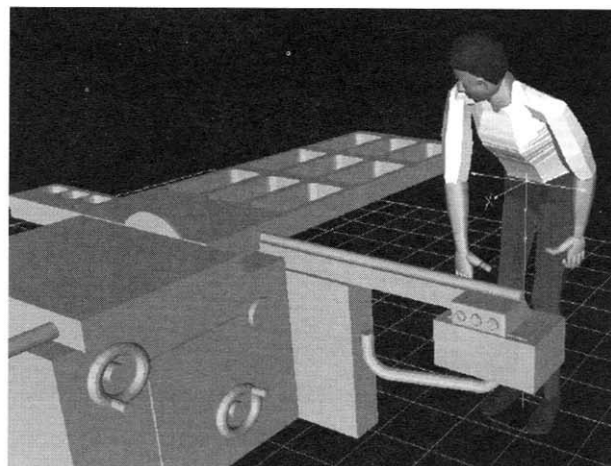


図7 操作盤へのリーチテスト

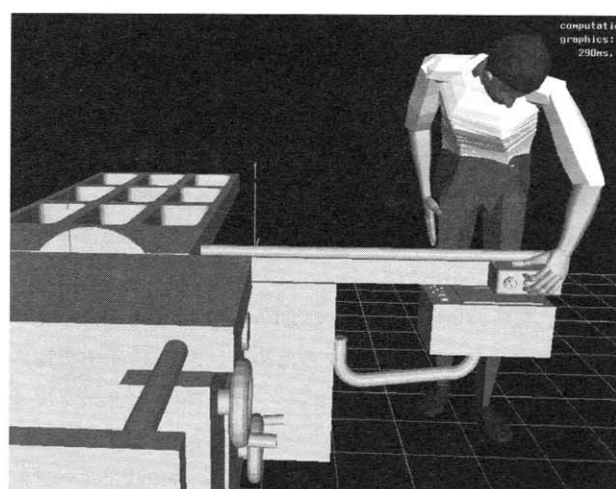


図8 コンピュータマネキンによる操作姿勢



図9 人間による操作姿勢

と図9に示す実際の人間による姿勢を比較検討した。本シミュレーションでのコンピュータマネキンの姿勢は、インバースキネマティクスによる自動生成であるが、実際の人間とあまり違和感の無い姿勢がとれることがわかった。

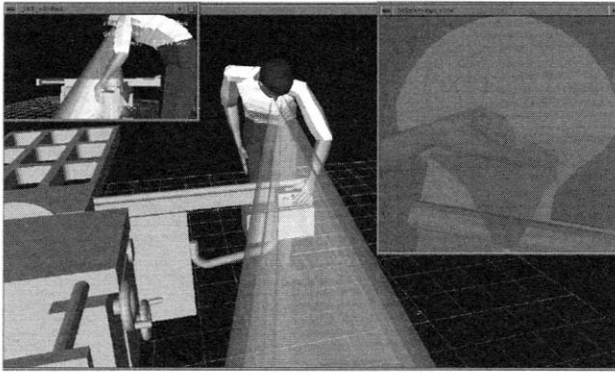


図10 視線と視野の検討

このスイッチボックスは確かに無理なく届く位置にあるが、実際にどのように見えるかを図10にて検証した。両目から出ている円錐は、視野角と視界深度を示す。今回はこれらのパラメータに標準的な数値を採用した。円錐が重なっている部分は、両目で見えていることになる。スイッチボックスから張り出しているスイッチは、頭の部分がかろうじて見えているが、その他のスイッチはもう少し体を前傾させないと見えないことがわかる。

次に、材料の切断作業をシミュレートした。その際、体型による作業姿勢の差を考察するために、図11に示す男性の10パーセンタイルと90パーセンタイルのコンピュータマネキンを用意した。目から出ている白線は視線を示すが、今回は切削点付近を常に見ている設定とした。手には、テーブルの定点と共に動く拘束条件を設定した。図12のシミュレーション結果から、90パーセンタイルの背の高い方が、背中を丸めないと作業できない様子が見える。

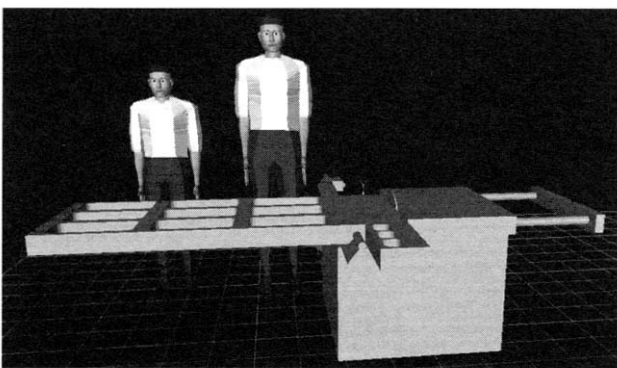


図11 10・90パーセンタイル体型

5. 人間の生理的特性解析事例

機器を操作するとき、適切な姿勢を取らないと、過度な生理的負担が発生するおそれがある。このことを検討するため、重要な運動機能である筋力の推定を行った。前述のスイッチボックスは、2つの押しボタンスイッチと1つのロータリー

スイッチで構成されている。このうち、ロータリースイッチを時計方向に回す操作について、操作姿勢と操作に必要な筋力の関係を検討した。ここで取り上げた前腕の回外運動は、ドアノブを回したりネジを締めたりするときに行われる、重要な運動単位である。

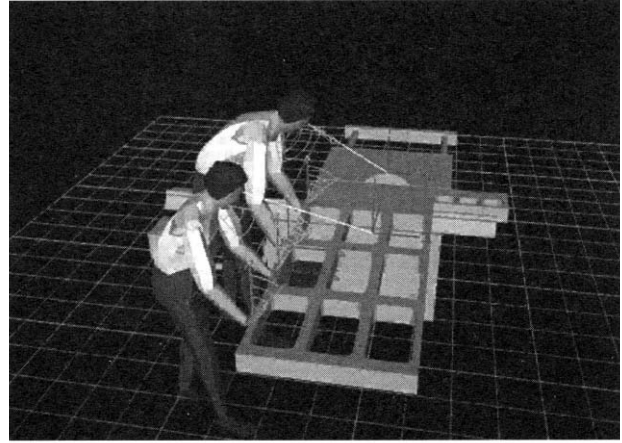


図12 体型による作業姿勢の差

5.1 解析手法

5.1.1 前腕回外運動時のつりあい方程式

前腕の回外運動を定式化するため、図13の三次元剛体モデルを考える。図中、 G_1 、 G_2 は、前腕(Forearm)、手(Hand)の自重を示す。また、 F_{1i} ($i = 1, 2, \dots, n_1$)は前腕の筋力、 F^*_1 は前腕に作用する外力、 F_{2i} ($i = 1, 2, \dots, n_2$)は手の筋力、 F^*_2 は手に作用する外力を示す。ここで i は、各部位を構成する主要な筋を表す。 R_1 、 R_2 は、肘、手関節の関節反力である。 $M_{O_1}(F)$ を、肘関節座標系の原点 O_1 回りのモーメント、 $M_{O_2}(F)$ を、手関節座標系の原点 O_2 回りのモーメントとする。各関節座標系の原点は、各関節の回転運動中心にとる。解析に際し、各関節角度および自重と外力は既知とする。このときの力とモーメントのつりあい方程式は式(1)～(4)で表される。

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_{1i} + \vec{F}^*_1 + \vec{G}_1 - \vec{R}_2 + \vec{R}_1 = 0 \dots \dots \dots (1)$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_{2i} + \vec{F}^*_2 + \vec{G}_2 + \vec{R}_2 = 0 \dots \dots \dots (2)$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{M}_{O_1}(\vec{F}_{1i}) + \vec{M}_{O_1}(\vec{F}^*_1) + \vec{M}_{O_1}(\vec{G}_1) - \vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2) = 0 \dots \dots (3)$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{M}_{O_2}(\vec{F}_{2i}) + \vec{M}_{O_2}(\vec{F}^*_2) + \vec{M}_{O_2}(\vec{G}_2) = 0 \dots \dots \dots (4)$$

式(3)の中の $\vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2)$ は、式(5)で表される。このとき手関節反力 R_2 は手関節座標系から肘関節座標系への座標変換後^{m)}の値を用いる。

$$\vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2) = \vec{O_1O_2} \times \vec{R}_2 \dots \dots \dots (5)$$

上式中、×は外積を表す。

筋は両端の2点で骨表面に付着していると考え、図1で示されるように、点 S_{ji} を筋(ji)の停止位置、点 P_{ji} を筋の起始位置とすると、筋力 \vec{F}_{ji} は式(6)で表される。

$$\vec{F}_{ji} = \frac{\overline{S_{ji}P_{ji}}}{|\overline{S_{ji}P_{ji}}|} \cdot |F_{ji}| = |F_{ji}| \cdot \vec{a}_{ji}, \quad (j=1,2) \dots \dots \dots (6)$$

ここで \vec{a}_{ji} は単位ベクトルである。また、各座標系の原点 O_i 回りのモーメントは式(7)で表される。

$$\begin{aligned} \vec{M}_{O_j}(\vec{F}_{ji}) &= \overline{O_j S_{ji}} \times \frac{\overline{S_{ji}P_{ji}}}{|\overline{S_{ji}P_{ji}}|} \cdot |F_{ji}| \\ &= |F_{ji}| \cdot \vec{d}_{ji}, \quad (j=1,2) \dots \dots \dots (7) \end{aligned}$$

ここで \vec{d}_{ji} は単位モーメントベクトルを表す。

5・1・2 最適化手法

前腕回外運動には多数の筋が複雑に作用しているので、条件式よりも未知数となる筋の本数が多い。そのため、つりあい方程式(1)~(4)だけでは解けない。そこで、Lagrange未定乗数法による最適化手法を用いる。この場合、最適化のための目的関数は式(8)を用いる。

$$f(X) = \sum_{i=1}^N C_i X_i^2 + \sum_{i=1}^6 X_{N+i}^2 \dots \dots \dots (8)$$

上式の X_i が $i=1, 2, \dots, n_1$ のときは前腕に働く筋力、 $i=n_1+1, \dots, n_1+n_2$ のときは手に働く筋力を示す。

また $X_{N+i}(i=1, 2, \dots, 6)$ はそれぞれの関節の関節反力である。Nは筋の総数を示し、 $N=n_1+n_2$ となる。 C_i は任意の値をとる係数である。式(8)の極値を求めるために、Lagrange関数を以下のように定義する。

$$L(X, \lambda) = f(X) - \sum_{i=1}^6 \lambda_i h_i \dots \dots \dots (9)$$

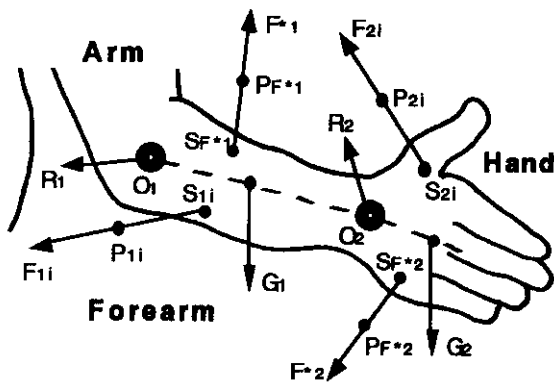


図13 三次元剛体モデル

ここで λ_i はLagrange乗数、 h_i は式(1)~(4)の力とモーメントのつりあい方程式による制約条件を示す。式(9)の停留条件は以下の式で表される。

$$\begin{aligned} \frac{\partial L(X, \lambda)}{\partial X_i} &= 0 \\ (i=1, 2, \dots, n_1, n_1+1, \dots, n_1+n_2, N+1, \dots, N+6) \dots \dots \dots (10) \end{aligned}$$

$$\frac{\partial L(X, \lambda)}{\partial \lambda_i} = 0 \quad (i=1, 2, \dots, 12) \dots \dots \dots (11)$$

式(10)~(11)の連立方程式を解くことにより、目的関数式(8)を最小とする各筋力が得られる。

5・1・3 協力筋と拮抗筋の判別と目的関数パラメータ

筋は協力して運動を行う協力筋と、反対の運動を行う拮抗筋に分類できる。また、収縮方向にのみ作用し、引張り方向には作用しない。式(8)~(11)による解析には、当然これらの特性が考慮されていない。そこで、目的関数の係数 C_i の決定プロセスに、筋の特性を組み込む。本解析では、この係数決定プロセスを3段階に分けた。

ステップ1は、目的関数式(8)の係数 C_i にすべて同じ値を用いて計算する。これはすべての筋が協力筋であると仮定したことになる。

ステップ2は、筋の協力筋と拮抗筋の判別を行い、解析における拮抗筋の影響を減らすプロセスである。ステップ1で得られた筋力には、負の場合もある。筋の特性を考えると、計算で得られた負の筋力は、実際に存在しない。これが拮抗筋となる。協力筋と拮抗筋判別のため、式(12)の評価関数 H_i を用いる。

$$H_i = \int_{\theta_1}^{\theta_2} X_i d\theta \dots \dots \dots (12)$$

ここで X_i はステップ1の計算で得られた筋力、 θ_1 は関節運動の開始回旋角度、 θ_2 は終了回旋角度、 i は解析対象の筋の個数($i=1, 2, \dots, m$)を示す。式(12)で表される H_i は、 θ_1 から θ_2 までの運動における筋力の総和を意味する。評価関数 H_i が負の場合は前腕回外運動に対して拮抗筋、正の場合は協力筋と判別する。

次に、協力筋だけで回外運動の数値解析を行うために、拮抗筋の影響を削除しなければならない。すなわち、拮抗筋の筋力を0に近づける必要がある。そのためには、この筋の目的関数の係数 C_i に大きな値を代入すればよい。このことは、Lagrange未定乗数法の意味より明らかである。しかし、モデルから拮抗筋の効果を取り除いたため、ステップ2で判別した協力筋が負の筋力になることもある。

そこでステップ3として、協力筋の目的関数の係数 C_i を任意の範囲で変化させ、協力筋が負となる筋力を減少させるように、係数を決定する。この場合の決定の基準に、式(13)

の評価関数 W を利用する。

$$W = \sum_{i=1}^n C_i X_i \quad (X_i < 0) \dots \dots \dots (13)$$

評価関数 W は、それぞれの関節角度で、任意の係数を組み合わせた時の負の筋力の総和である。ここで、評価関数 W ができるだけ 0 に近づくような C_i の組み合わせを決定する。

以上のプロセスにより、協力筋と拮抗筋の判別ができる。また同時に目的関数の係数 C_i を決定できる。

5・2 前腕関節回外運動のモデル

数値解析による解の精度は、解析手法もさることながら、モデルの形状精度に大きく依存する。そこで本解析では、解剖学上の筋付着部位の位置座標を正確に決定するため、ワークステーション上に上肢の三次元骨格モデルを作成した。その手順を説明する。測定対象には人体骨格模型 (SA-160C 型、京都科学標本 (株))、(図 14) の上腕骨、橈骨、尺骨を用いた。それぞれについて、三次元デジタル読取装置 (LAYMATIC Pro、東京貿易 (株)) によって三次元座標を測定した。すなわち骨の長手方向と直交する断面を 2.5mm ごとを選び、その外周を 40 点測定した。その座標値を三次元形状モデリングソフト (Pro/Engineer、Parametric Technology Corp.) に入力し、スプライン補間によって、各断面毎のスプラインカーブを作った。この曲線は位置ベクトル関数 $Q_j(v)$ で表される。また、同じ測定点番号を持つ各断面の測定点座標値をスプライン補間することにより、骨長手方向のスプラインカーブを作ることができる。この曲線は位置ベクトル関数 $P_i(u)$ で表される。各骨のサーフェスモデルは、これらのベクトルの二重和によるスプライン曲面として、式 (14) で定義される。

$$R(u,v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n K_{ij} P_i(u) Q_j(v) \dots \dots \dots (14)$$

ここで u 、 v は関数 $P_i(u)$ 、 $Q_j(v)$ の度数、 m は u の節の数、 n は v の節の数、 K_{ij} はスプライン曲面の制御点である。筋の起始と停止位置の領域は、図 14 の骨格標本に示されて



図14 人体骨格模型

いる筋付着領域を測定し、サーフェスモデル上に設定した。

次に、それぞれ作成した上腕骨、尺骨、橈骨の形状データを適切に連結させる必要がある。そのため、まず全体座標系で任意の参照点を設定し、その点に対する局部座標系を変換した。そして図 14 の骨格標本と同一な位置関係をとるように配置した。

本手法によって得られた三次元モデル形状を図 15 に示す。このモデルは、前腕の位置が中間位とし、上腕を固定とした場合のものである。また上肢の主たる 11 種類の筋ベクトルを表示した。本解析では、筋の停止から起始位置に向かう方向を、単位ベクトルの方向としているため、便宜上停止により筋を分類した。停止位置が尺骨にある F_{11} ：上腕三頭筋 (長頭)、 F_{12} ：上腕三頭筋 (外側頭)、 F_{13} ：上腕三頭筋 (内側頭)、 F_{14} ：上腕筋、停止位置が橈骨にある F_{21} ：上腕二頭筋 (長頭)、 F_{22} ：上腕二頭筋 (短頭)、 F_{23} ：腕橈骨筋、 F_{24} ：円回内筋 (上腕骨頭)、 F_{25} ：円回内筋 (尺骨頭)、 F_{26} ：方形回内筋、 F_{27} ：回外筋である。上腕全長が 31cm、前腕全長が 26cm とした。

5・3 前腕関節回外運動時の解析結果

本研究では、まず肘を 90° 屈曲に固定した場合 (図 16) の手関節回外運動の数値解析を行った。完全回内位の $\theta \approx 180^\circ$ から、完全回外位の $\theta = 0^\circ$ までの回外運動中、橈骨の回旋中心軸まわりに 1Nm の回内負荷を加えた。この場合における回外筋力推定のステップ 3 の解析結果を図 18 に示す。このとき、拮抗筋は $C_i = 100$ ($H_i < 0$) とし、協力筋は $C_i = 0.1 \sim 0.9$ ($H_i > 0$) の範囲で最適化した。図 18 から明らかなように、この運動では上腕二頭筋 (F_{21} 、 F_{22})、回外筋 (F_{27}) が支配的に作用することが得られた。次に、肘を屈曲角 45° に保持した場合 (図 17) において、同様の解析を行った。図 19 に示すステップ 3 の解析結果から、支配的に

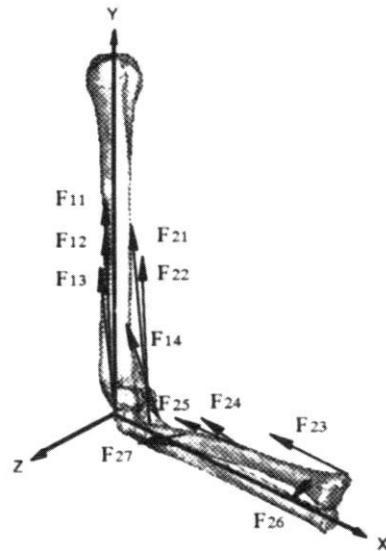


図15 上肢の三次元モデル

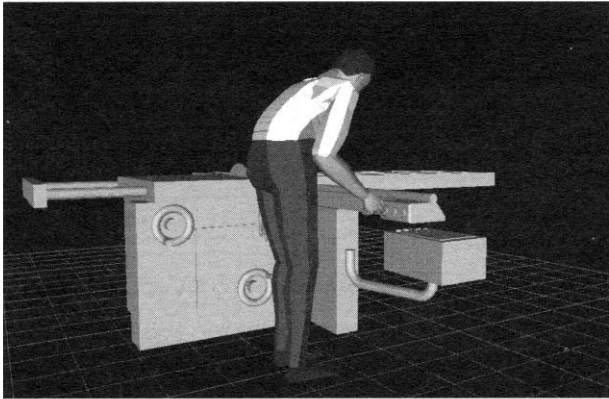


図16 肘関節90° 屈曲時の操作姿勢

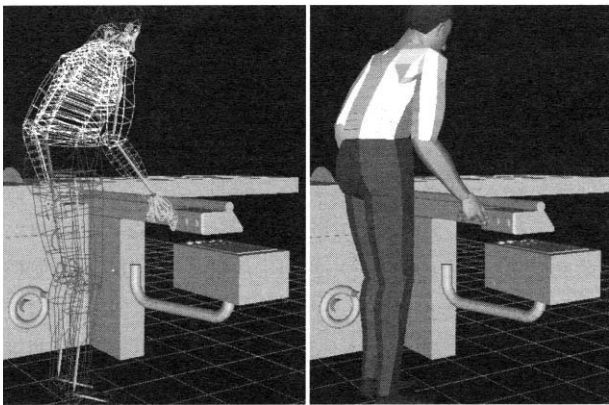


図17 肘関節45° 屈曲時の操作姿勢

作用する筋の種類は屈曲角 90° の場合と同じだが、筋力が大きくなっていることがわかる。

5・4 前腕関節回外運動時の筋電位測定

解析結果を検証するために、ポータブル筋電図・誘発電位測定装置 (Sapphire、Medelec Co. Ltd.) を用いて、前腕

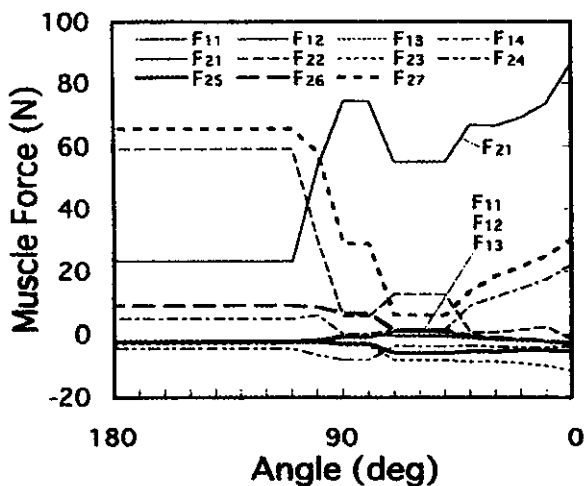


図18 肘関節90° 屈曲時の解析結果

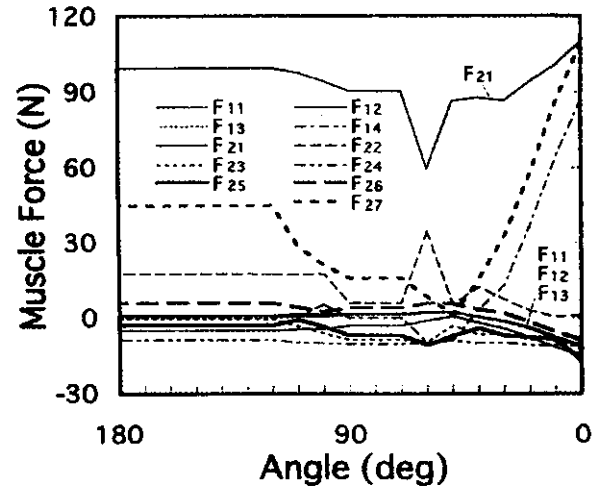


図19 肘関節45° 屈曲時の解析結果

関節回外運動に作用する筋の筋電位を測定した。負荷は、図 20 に示す一定トルク負荷装置を用いて与えた。肘を 90° 屈曲した状態で、橈骨の回旋中心軸と装置のトルク出力軸が一致するように、状態を保持した。前腕の自重は装置で支持した。測定した筋は、上腕三頭筋 (F₁₁+F₁₂+F₁₃)、上腕二頭筋 (F₂₁+F₂₂)、腕橈骨筋 (F₂₃)、円回内筋 (F₂₄+F₂₅)、方形回内筋 (F₂₆)、回外筋 (F₂₇) である。上腕筋 (F₁₄) は、筋の構造上、測定ができなかった。方形回内筋、回外筋などの深層筋の測定においては、近傍を走行する筋の運動の影響が無いことを確認しながら、針電極の位置を調整した。完全回外位を 0° と

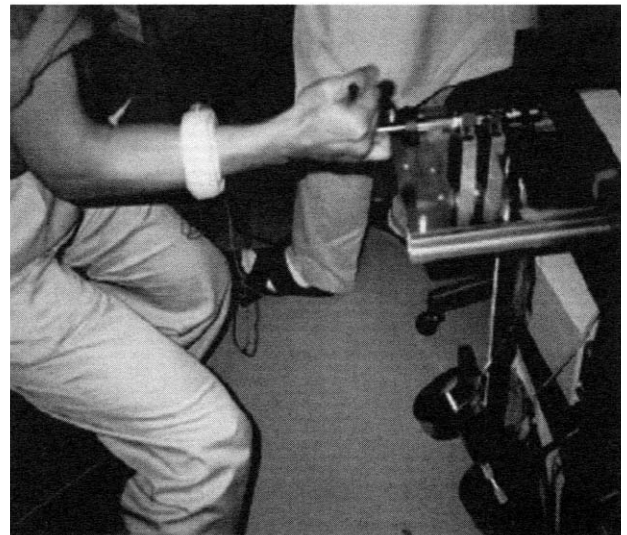


図20 筋電位測定

し、完全回内位まで約 22° ごとに保持したときの回内負荷に対する筋電位を測定した。一人の被験者に 3 秒間同じ測定姿勢をとらせ、積分筋電位の最大値をデータとした。

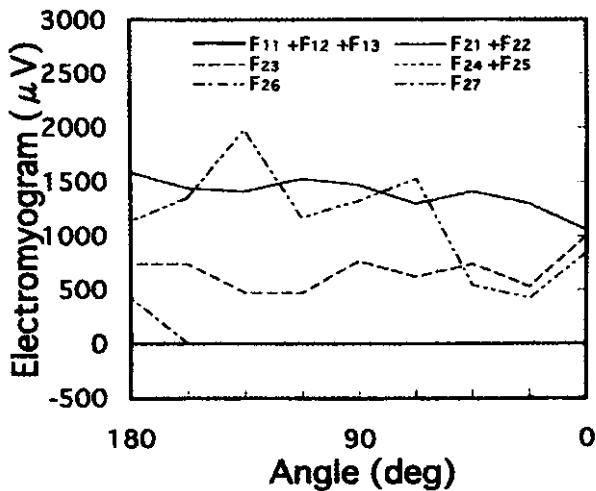


図21 肘関節90° 屈曲時の筋電位測定結果

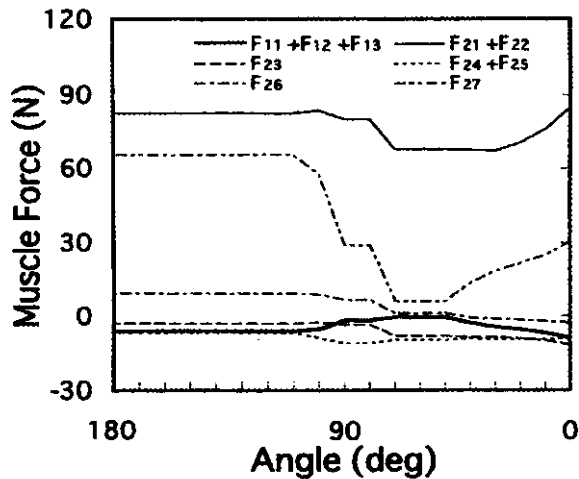


図22 肘関節90° 屈曲時の測定結果

回内負荷（回外運動）の測定結果を図 21 に示す。上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋がほとんど作用せず、上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用している。

また、数値解析結果との比較のため、図 18 の F_{11} と F_{12} と F_{13} 、 F_{21} と F_{22} 、 F_{24} と F_{25} をひとつにまとめた結果を図 22 に示す。

5.5 考察

解析結果から、回外運動では上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用したが、上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋はほとんど作用せず、この運動では拮抗筋であることがわかった。また、筋電位の結果を見ると、回旋角に関係なく、上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用していて、上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋が作用していない。このことは解析結果とよく一致している。

また、肘を 45° 屈曲した場合において行なった回外運動の解析では、支配的に作用する筋の種類は 90° 屈曲の場合と

同じだが、筋力は大きくなっている。これは、肘を 90° 屈曲した場合に最大効率を発揮する上腕二頭筋の効率が低下した結果、同じ負荷とつり合うために必要な筋力が増大したと考えられる。

6. おわりに

コンピュータマネキンと数値解析手法を用いて、製品特性を人間と機器のインターフェースの観点から検証した。その結果、設計段階で経験と勘から漠然と予想されていたことが、視覚化、数値化して再検証できた。

人間の特性は、物理的特性、生理的特性、心理的特性の大きく 3 つに分けられる。その中で、今回シミュレーションを行った物理的特性や、生理的特性の一部に関しては、実務においても検討できる可能性が高いといえる。この手法を洗練させていくと、工業製品等における使いやすさ、快適性、安全性などのユーザ適合性を、高価で時間のかかる試作機を製作することなく、設計段階で評価できるようになる。これは、産業機械や人間との関わりの深い生活関連産業分野に新しいモノ作りの概念を提供するとともに、人に優しい技術の育成の基礎をなす。このことは、これからの生活者の高齢化対策にも重要な役割を果たし、生活者の視点に立った新しい製品・生活空間の設計、評価技術になりうると考えている。

謝 辞

本研究の遂行にあたって、御懇切な御教示と御助言を賜った北海道大学工学部但野茂助教授、鶴飼隆好教授及び研究室各位に心から感謝いたします。また筋電位測定に御協力いただいた、北海道大学医学部付属病院整形外科の各先生に深謝いたします。また本研究の推進にあたり、多大な御支援をいただいた丸山敏彦前場長、酒井昌宏場長、安田公彦センター長、綿貫幸宏産業デザイン部長、鎌田英博製品加工科長をはじめ、多大な御協力をいただいた産業デザイン部研究員各位に、衷心より感謝の意を表します。なお、本報告は北海道大学大学院工学研究科機械科学専攻設計機能工学講座適応設計学分野の博士後期課程による「北海道大学審査学位論文」の一部を要約したものです。

参考文献

- 1) 野呂影勇：図説エルゴノミクス、日本規格協会（1990）
- 2) 森・小川・大内・森：解剖学第 1 巻、金原出版（1950）
- 3) 日本機械学会編：バイオメカニクス概説、オーム社（1992）
- 4) 日本機械学会編：生体力学、オーム社（1991）
- 5) 長谷和徳・山崎信寿：汎用 3 次元筋骨格モデルの開発、

- 日本機械学会論文集、61-591、C (1995)
- 6) Grobelny、J. et al: A3-Dimensional Ergonomic Design and Analysis System、Proc. of the International Conference on Computer-Aided Ergonomics and Safety' 92
 - 7) Crowninshield、R. D. : Use of optimization techniques to predict muscle forces. J. of Biomechanical Eng. (1978)
 - 8) Raikova、R.:A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb.J.of Biomech. (1992)
 - 9) Hawkins、DA and Hull、ML: An activation-recruitment scheme for use in muscle modeling.J. of Biomech. (1992)
 - 10) Glen Mullineux、CAD: Computational Concepts and Methods、日刊工業新聞社 (1990)
 - 11) I.A.Kapandji: Physiologie Articulaire、Maloine S.A.Editeur (1980)
 - 12) 但野・吉成・木村・鶴飼: 肘関節屈曲運動時に作用する筋力の数値解析、日本機械学会論文集、62-604、A (1996)
 - 13) 吉成・但野・鶴飼: 前腕回旋運動時に作用する筋力の数値解析、日本機械学会論文集、63-607、C (1997)
 - 14) 吉成哲・鎌田英博: アンドロイドシミュレーションシステム、(社)北海道機械工業会会報第 161 号(1997)
 - 15) 吉成・鎌田・但野: コンピュータマネキンと数値解析による製品評価、産業保健人間工学会第 2 回大会予稿(1997)
 - 16) 吉成・但野: 日本機械学会第 74 期全国大会予稿集 (1996)
 - 17) 吉成・但野: コンピュータマネキンによる製品・工程設計の試み、日本機械学会第 75 期通常総会講演会先端技術フォーラム (1998) など
 - 18) S. Yoshinari、S. Tadano、T. Ukai: Muscle Force Analysis during Three-dimensional Motion of the Forearm、Proceedings of International Conference on New Frontiers in Biomechanical Engineering (1997)
 - 19) S.Yoshinari、S.Tadano: A Numerical Analysis of Muscle Force in Human Upper Limb、Proc.of 9th International Conference on Biomedical Engineering (1997)
 - 20) S.Tadano、S.Yoshinari: Muscle Force Simulation of The Forearm in Elbow Joint Motion、World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (1997)