

人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システム

羽田 昌敏*・山田 大介*
三浦 弘樹*・辻 敏夫**

An Equivalent Impedance Characteristics Analysis System for Human-machine Systems

Masatoshi HADA*, Daisuke YAMADA*,
Hiroki MIURA* and Toshio TSUJI**

In the present paper, we propose a prototype system for analyzing equivalent impedance characteristics of human-machine systems (HMS) taking contact and constraint conditions into account. The system consists of three modules: an HMS modeler, an HMS analyzer, and an HMS visualizer. In the HMS modeler, the equation of motion of the HMS is constructed from the musculoskeletal human model and the multibody object model. In the HMS analyzer, inverse dynamics and muscle tension distribution are solved using motion and force data. Muscle stiffness and viscosity are then computed from a Hill-type muscle tendon complex model. The equivalent impedance is transformed from the muscle space to any point of the object. The result is visualized 3-dimensionally in the HMS visualizer to enhance usefulness of the prototype. Measuring motion and force in a task of regulating the steering wheel with a knob at a constant velocity, equivalent inertia and stiffness at the end effector and around a steering column are calculated. The results show an effectiveness of the equivalent impedance analysis to investigate driver's strategy in a steering maneuver.

Key Words: equivalent impedance, human-machine system, multibody dynamics, musculoskeletal system, muscle-tendon complex

1. はじめに

われわれ人間は、骨格を覆うように走行する複数の筋を、作業内容や作業目的に応じて巧みに収縮させながら、対象物を操作している。たとえば凸凹な路面を車両で走行する際、われわれは操舵しながら同時にステアリングを握りしめたり押しつけたりすることがある。これらの力は対象物となるステアリングにとっては内力となるため、車両の進行方向を調節するために必要な操舵トルクに寄与することはない。われわれは無意識のうちに、操舵すること以外の目的のために上記のような行動を行なっていると考えられる。

われわれの運動を発生させる唯一のアクチュエータである筋は、環境からの入力に対してさまざまな粘弾性特性を示すことが知られている¹⁾。このような人体のもつ筋骨格システムの機械インピーダンス特性と対象物のもつ機械インピーダンス

特性を同時に捉え、人間-機械系 (Human-machine systems, HMS) の等価インピーダンス特性として解析することで、人間の巧みな戦略がもつ物理的意味を明らかにできる可能性がある。

従来から、筋骨格システムのダイナミクスを取り扱うことができるシステムがいくつか提案されている。Delpらは、外科手術による筋走行の変化が筋力や運動に及ぼす影響を予測するために、SIMMと呼ばれるシステムを開発した²⁾。ほかにも Rasmussenらによる AnyBody³⁾、Nakamuraらによるシステム⁴⁾などが提案されている。しかしながらこれらのシステムは、筋力に基づいて動作を生成することや、与えられた運動中に発生する筋力を推定することを目的としており、筋力の解析は可能であるものの、人間-機械系の等価インピーダンス特性の解析までは行なわれていない。

一方、筋骨格システムのインピーダンス特性をシミュレートする研究もいくつか行なわれている。Takedaら⁵⁾は、多数の同定実験データを用いて筋の可変粘弾性特性を関節空間で多項式表現し、人間の手先インピーダンス特性を作業空間で表現する方法を提案している。また Stroeve⁶⁾は運動指令から筋収縮までのダイナミクスを考慮して、上肢の等価インピーダンス特性を算出している。しかしながら、これらの研究では対象物の粘弾性や拘束条件を考慮するまでには至っておらず、対象物を操作する実作業へそのまま適用することは

* (株)豊田中央研究所

愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道 41-1

** 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山 1-4-1

* TOYOTA Central Research and Development Labs., INC., 41-1, Yokomichi, Nagakute-cho, Aichi-gun Aichi

** Graduate School of Engineering, Hiroshima University, 1-4-1 Kagamiyama, Higashi-hiroshima

(Received March 16, 2006)

(Revised June 26, 2006)

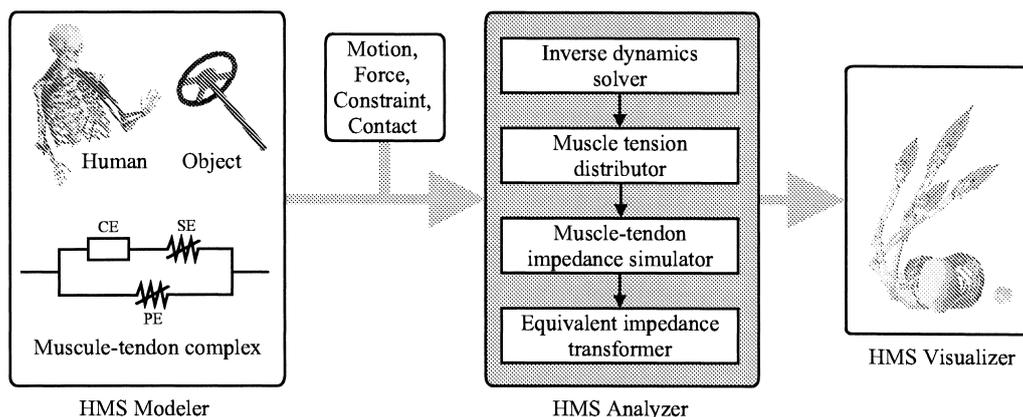


Fig. 1 Equivalent impedance characteristics analysis system for human-machine systems (EICAS)

難しい。

そこで、本論文では人間-機械系の新しい解析ツールとして、人間や対象物に対する拘束条件および接触条件を考慮した上で、人間-機械系の等価インピーダンス特性を解析できるシステムのプロトタイプを提案する。筆者らはすでに、人間-機械系の等価慣性を拘束条件および接触条件を考慮して導出する手法を提案している⁷⁾。本論文では、この手法を筋の粘弾性特性を含むインピーダンス特性にまで拡張する。

以下、まず提案するシステムの構成および処理の概要を述べ、つぎに等価インピーダンス特性の計算法について説明する。そして、上肢動作に対して本システムを適用してその有用性を示す。なお後の議論では、とくに断らない限り筋といえば筋腱複合体を指し、筋と腱を比較した場合には、筋腱複合体における筋を指すこととする。

2. システムの概要

Fig. 1 に本論文にて提案するシステムの構成を示す。本システムは 3 つのサブシステムからなる。

- 人間-機械系モデル作成部 (HMS Modeler),
- 等価インピーダンス特性計算部 (HMS Analyzer),
- 3次元表示部 (HMS Visualizer).

各サブシステムにて行なう処理の概要を以下に述べる。

2.1 人間-機械系モデル作成部

人間-機械系モデル作成部では、まず人間モデルおよび対象物モデルが記述されたファイルを読み込む。本システムでは人間を筋骨格システムとして、対象物をマルチボディシステムとして取り扱う。そこでは上腕・前腕など人体各部および対象物の各部品を剛体として取り扱い、それぞれに質量・重心位置・慣性モーメントを定義する。そして各剛体上に特徴点(マーカと呼ぶ)を定義し、関節やジョイント、筋付着位置、筋走行、接触位置、拘束位置を表現する。

各筋および腱には、生理パラメータを用いて筋腱複合体の力学モデル(以下、筋モデルと呼ぶ)を定義する。通常、筋モデルは張力-長さ関係 f_L と力-速度関係 f_V からなる収縮要素、

伸展時の弾性力を表わす並列弾性要素 f_{PE} 、腱を表わす直列弾性要素 f_{SE} を用いて表現される⁸⁾。本論文では、Fig. 1 の人間-機械系モデル作成部 (HMS Modeler) に示す構成のモデルを使用する⁹⁾。なお広背筋、僧帽筋など付着面積の大きい筋は、複数の筋によりモデル化している。

つぎに、人間と対象物の運動方程式を構成する。運動方程式の構成方法には絶対座標系を用いる方法¹⁰⁾と、相対座標系を用いる方法が存在する¹¹⁾。本システムでは、人間の一般化座標 $q_h \in \mathcal{R}^{n_h}$ は相対座標系を用いて、対象物の一般化座標 $q_m \in \mathcal{R}^{n_m}$ は絶対座標系を用いて、それぞれの運動方程式を記述する。したがって n_h は人間の関節自由度の総数を、 n_m は対象物モデルを構成する剛体数の 6 倍となる。詳細については文献^{7), 10), 11)}を参照されたい。

以上の処理により、計算機内に人間と対象物からなる人間-機械系モデルが作成される。

2.2 等価インピーダンス特性計算部

等価インピーダンス特性計算部では 4 つの処理を行なう (Fig. 1 HMS Analyzer 部参照)。

まず作成した人間-機械系の運動方程式に対して、運動(位置、速度、加速度)および力(外力、接触力)を入力して逆動力学計算を行なう。これにより運動中の人間の関節に発生しているトルク $\tau_h \in \mathcal{R}^{n_h}$ や対象物の一般化力 $Q_m \in \mathcal{R}^{n_m}$ を求める。ここで同時に、人間モデルに定義された筋付着点と筋走行を用いて、筋のモーメントアームの特性を表わすヤコビ行列 $J_u \in \mathcal{R}^{n_h \times n_u}$ 、筋長ベクトル $l_u \in \mathcal{R}^{n_u}$ 、筋収縮速度ベクトル $\dot{l}_u \in \mathcal{R}^{n_u}$ を算出する。 n_u は筋の数である。

つぎに、得られた関節トルク τ_h とヤコビ行列 J_u などを用いて、筋が発生する筋力 $f_u \in \mathcal{R}^{n_u}$ を求める。一般には人間の筋の数 n_u は関節自由度 n_h よりも多くなる ($n_h \leq n_u$)。したがって、関節トルクとの釣り合いを保ちながら、最適化手法により筋力 f_u を求める。詳細は次節で述べる。

つづいて、筋力 f_u 、筋長 l_u および筋収縮速度 \dot{l}_u から、筋モデルを用いて筋活性度 $a \in \mathcal{R}^{n_u}$ を算出し、筋剛性や筋粘性を求める。

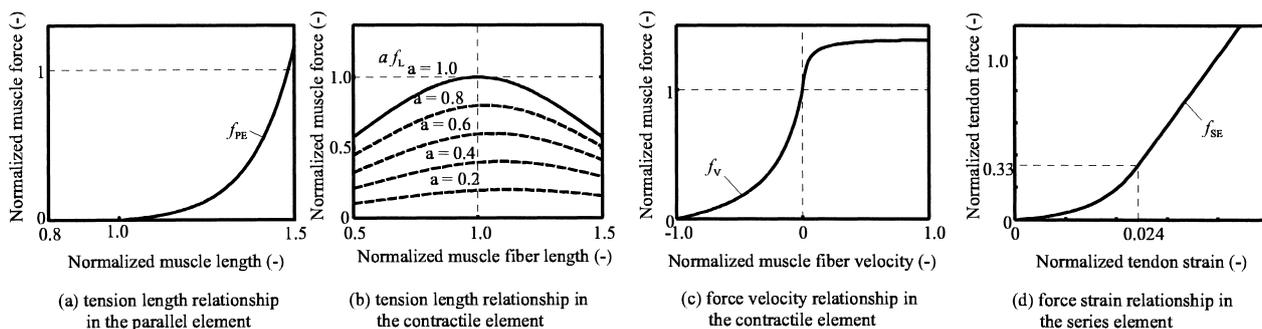


Fig. 2 A model of muscle tendon complex and characteristics of the muscle force

最後に、人間および対象物の姿勢、拘束条件、接触点における内力などを考慮しながら、人間の筋インピーダンスをあらかじめ対象物上に定義した評価位置 r に座標変換し、対象物のインピーダンスと合成することで、人間-機械系の等価インピーダンスを得る。

2.3 3次元表示部

人間-機械系モデルおよび得られた等価インピーダンスは、3次元表示部にて描画される。対象物を操作している際の姿勢、筋、関節トルク、操作力などと等価インピーダンスを同時に描画することで、互いの相関関係が直観的に把握しやすくなるよう工夫している。

以上、本システムで行なう処理の概要について述べた。次節では、本システムの中心的な役割を果たす等価インピーダンス特性計算部の詳細について述べる。

3. 等価インピーダンスの計算法

3.1 人間-機械系の逆動力学

拘束および接触条件を含む、人間-機械系の運動方程式は、

$$\begin{bmatrix} M & G^T \\ G & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q - g - h - J_e^T F_e \\ \gamma \end{bmatrix} \quad (1)$$

と表わされる¹⁴⁾。ここで $M = \text{diag.}[M_h, M_m] \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $n = n_h + n_m$ は、人間の慣性行列 $M_h \in \mathbb{R}^{n_h \times n_h}$ と対象物の慣性行列 $M_m \in \mathbb{R}^{n_m \times n_m}$ とを合わせた人間-機械系の慣性行列である。同様に $q = [q_h^T, q_m^T]^T \in \mathbb{R}^n$ は人間-機械系の一般化座標を、 $G = \text{diag.}[G_h, G_m] \in \mathbb{R}^{c \times n}$, $c = c_h + c_m$ は、人間に対する拘束 Φ_h に関するヤコビ行列 $G_h \in \mathbb{R}^{c_h \times n_h}$ と、対象物に対する拘束 Φ_m および対象物のジョイント拘束 Φ_j に関するヤコビ行列 $G_m \in \mathbb{R}^{c_m \times n_m}$ からなる、人間-機械系の拘束に関するヤコビ行列である。そのほか $\lambda = [F_{\Phi_h}^T, \lambda_m^T]^T \in \mathbb{R}^{c_h + c_m}$ は拘束力およびラグランジュ乗数、 $Q = [\tau_h^T, Q_m^T]^T \in \mathbb{R}^n$ は一般化力、 $g = [g_h^T, g_m^T]^T \in \mathbb{R}^n$ は重力項、 $h = [h_h^T, h_m^T]^T \in \mathbb{R}^n$ は遠心力・コリオリ力項、 $\gamma \in \mathbb{R}^c$ は拘束条件を2階微分する過程であられる項、 $J_e = [J_{e_h}, J_{e_m}] \in \mathbb{R}^{n_c \times n}$ は接触点へのヤコビ行列、 $F_e \in \mathbb{R}^{n_c}$ は人間と対象物間の接触力である。

(1) 式を Q に関して解く方法はいくつか提案されているが、本論文では従属変数射影法¹⁴⁾を用いる。そこでは、拘束

に関するヤコビ行列 G の零空間への射影 $P \in \mathbb{R}^{n \times n}$ を用いて (1) 式を

$$PM\ddot{q} = P(Q - g - h - J_e^T F_e) \quad (2)$$

のように変形し、(2) 式に $q, \dot{q}, \ddot{q}, F_e$ を与えて逆動力学を解き Q を得る。この方法は、拘束力とラグランジュ乗数からなる λ があらかじめわかっている必要がない。したがって、最小限の入力により運動中の人間に発生している関節トルク τ_h を求めることができる利点がある。

3.2 筋力の分配

つぎに、関節トルク τ_h から筋力 f_u を求める方法について述べる。まず、

$$\tilde{\tau}_h = \tau_h + J_u^T f_{PE} \quad (3)$$

により τ_h から筋の受動的な成分を取り除く。ここで $f_{PE} \in \mathbb{R}^{n_u}$ は、各筋の並列弾性要素 f_{PE} による受動抵抗力を並べたベクトルであり、Fig. 2(a) のような特性をもつ (詳細は付録A参照)。

したがって (3) 式より筋力 f_u に関して、

$$\text{minimize } J(f_u) = f_u^T W^T W f_u \quad (4)$$

$$\text{subject to } \tilde{\tau}_h = -J_u^T f_u \quad (5)$$

$$0 \leq f_u \leq f_{max} \quad (6)$$

のような拘束条件つき最適化問題を解くことにより求めることができる。ここで $J(f_u)$ は f_u に関する目的関数であり、(5) 式は関節トルクと筋力のつりあい条件である。また (6) 式は、各筋が収縮する向きにのみ力を発生できることを表わしており、 $f_{max} \in \mathbb{R}^{n_u}$ は各筋の最大収縮力 f_{max_i} , ($i = 1, 2, \dots, n_u$) を順に並べた最大筋力ベクトルである。(4) 式中の $W \in \mathbb{R}^{n_u \times n_u}$ は各筋力に対する重みを表わす行列であり、本論文では、

$$W = \text{diag.}\{1/\rho_i\} \quad (7)$$

のように、各筋の生理断面積 ρ_i を分母にもつ重み行列を設定した。(7) 式を用いた目的関数により得られた筋力は、動作筋電位計測から得られる筋力分布との整合性が高いことが Anら¹⁵⁾により示されている。

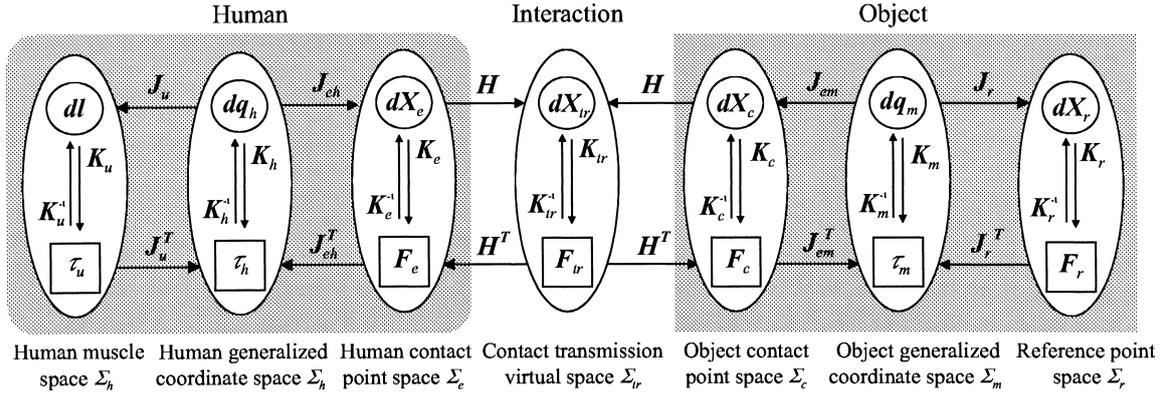


Fig. 3 Force/displacement relationships of a human-machine system

本論文では、上記の問題を逐次二次計画法 (SQP) を用いた最適化手法¹⁶⁾により解いている。なお筋力の分配に関する目的関数はさまざまなものが提案されている¹⁷⁾。本システムでは (4) 式以外の目的関数も容易に設定することができる。

3.3 筋インピーダンスの算出

ここでは、等価インピーダンス特性計算部における処理のうち、前小節において得られた各筋の筋力 f_u から、人間の筋剛性を表わす行列を求める方法について述べる。

まず各筋の活動度合いを示す筋活性度 a ($0 \leq a \leq 1$) を求める。本論文で使用する筋モデル (Fig. 1) では、

$$f_u = a f_{max} f_L f_V \cos \alpha \quad (8)$$

$$= f_{max} f_{SE} \quad (9)$$

が成り立つ。ここで f_L は張力-長さ関係、 f_V は力-速度関係、 f_{SE} は直列弾性要素による力であり、それぞれ Fig. 2 (b)(c)(d) に示す特性となる (詳細は付録 A 参照)。 α は腱と筋がなす羽状角である。したがって筋活性度 a は (8) 式より、

$$a = \frac{f_u}{f_{max} f_L f_V \cos \alpha} \quad (10)$$

にて計算される。

筋活性度 a がわかると、筋腱複合体における筋の剛性 k_m および腱の剛性 k_t は、それぞれ (8)(9) 式を長さに関して偏微分して、

$$k_m = a f_{max} \frac{\partial f_L}{\partial l_m} f_V \cos \alpha \quad (11)$$

$$k_t = f_{max} \frac{\partial f_{SE}}{\partial l_t} \quad (12)$$

によりわかる、さらに筋腱複合体全体の剛性 k_u は、

$$k_u = \frac{k_m k_t}{k_m + k_t} \quad (13)$$

となる。なお並列弾性要素 f_{PE} による剛性 k_p は、

$$k_p = f_{max} \frac{\partial f_{PE}}{\partial l_u} \cos \alpha \quad (14)$$

である。以上より、各筋の k_u, k_t, k_p を並べたベクトルをそれぞれ、 $\mathbf{k}_u \in \mathbb{R}^{n_u}$ 、 $\mathbf{k}_t \in \mathbb{R}^{n_u}$ 、 $\mathbf{k}_p \in \mathbb{R}^{n_u}$ とすれば、人間の筋剛性を表わす行列は、

$$\mathbf{K}_u = \text{diag}\{\mathbf{k}_u\} \quad (15)$$

$$\mathbf{K}_{ut} = \text{diag}\{\mathbf{k}_t\} \quad (16)$$

$$\mathbf{K}_{up} = \text{diag}\{\mathbf{k}_p\} \quad (17)$$

となる。 $\mathbf{K}_u \in \mathbb{R}^{n_u \times n_u}$ は筋腱複合体の剛性を、 $\mathbf{K}_{ut} \in \mathbb{R}^{n_u \times n_u}$ は腱の剛性を、 $\mathbf{K}_{up} \in \mathbb{R}^{n_u \times n_u}$ は並列弾性要素による受動的な剛性をそれぞれ表わす。

なお、筋粘性は (8) 式を速度に関して偏微分すれば同様に求めることができる。

3.4 インピーダンスの座標変換

Fig. 3 に人間-機械系における微小変位と力の関係を示す。ここでは、対象物上の評価位置 r における等価剛性 ${}^{hm}\mathbf{K}_r'' \in \mathbb{R}^{n_r \times n_r}$ を求める方法を述べる。

まず筋空間 Σ_u における筋剛性 \mathbf{K}_u 、 \mathbf{K}_{up} をヤコビ行列 \mathbf{J}_u を用いて、

$$\mathbf{K}_h = \mathbf{J}_u^T \mathbf{K}_u \mathbf{J}_u + \mathbf{J}_u^T \mathbf{K}_{up} \mathbf{J}_u \quad (18)$$

のように Σ_h における剛性 $\mathbf{K}_h \in \mathbb{R}^{n_h \times n_h}$ に変換する¹⁾。

つぎに人間に対する拘束を考慮する。本論文では、 $\mathbf{G}_h \delta \mathbf{q}_h = \mathbf{0}$ と表現できるホロノミックな拘束のみを取り扱う。 $\mathbf{G}_h \in \mathbb{R}^{c_h \times n_h}$ は Σ_h で表現された拘束条件のヤコビ行列であり、 $\text{rank}(\mathbf{G}_h) = c_h < n_h$ である。ここで $\mathbf{P}_h \mathbf{G}_h^T = \mathbf{0}$ となる \mathbf{G}_h の直交射影行列 $\mathbf{P}_h \in \mathbb{R}^{n_h \times n_h}$ を用いれば、

$$\mathbf{K}_h' = \mathbf{K}_h + \mathbf{P}_h \mathbf{K}_h - (\mathbf{P}_h \mathbf{K}_h)^T \quad (19)$$

$$\bar{\mathbf{J}}_{eh} = \mathbf{J}_{eh} \mathbf{P}_h \quad (20)$$

により、拘束条件を考慮した剛性 $\mathbf{K}_h' \in \mathbb{R}^{n_h \times n_h}$ およびヤコビ行列 $\bar{\mathbf{J}}_{eh} \in \mathbb{R}^{n_e \times n_h}$ を得る。なお (19) 式の証明は付録 B を参照されたい。さらに、人間と対象物の間の接触を表わす行列 \mathbf{H} ^{12), 13)} と、接触力 \mathbf{F}_c による内力効果²⁰⁾を考慮すれば、 Σ_m にて表現した、人間に対する拘束を考慮した剛性 ${}^h\mathbf{K}_m' \in \mathbb{R}^{n_m \times n_m}$ は、

$${}^h\mathbf{K}_m' = {}^h\mathbf{K}_{mj}' + {}^h\mathbf{K}_{mf}' \quad (21)$$

$${}^h\mathbf{K}_{mj}' = \mathbf{J}_{em}^T \mathbf{H}^T (\mathbf{H} \mathbf{K}_e'^{-1} \mathbf{H}^T)^{-1} \mathbf{H} \mathbf{J}_{em} \quad (22)$$

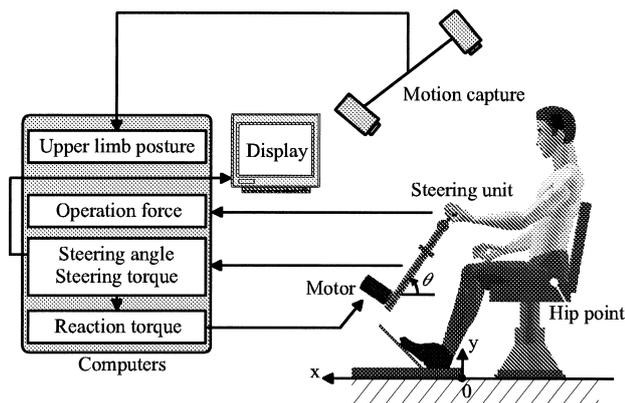


Fig. 4 Experimental apparatus

Table 1 Layout parameters

Name	value
Steering unit position x (m)	0.099
Steering unit position y (m)	0.696
Inclination angle θ (rad)	0.978
Hip point x (m)	-0.340
Hip point y (m)	0.451

$$\mathbf{K}'_e = (\bar{\mathbf{J}}_{e_h} \mathbf{K}'_{h^{-1}} \bar{\mathbf{J}}_{e_h}^T)^{-1} \quad (23)$$

$${}^h \mathbf{K}'_{mf} = \frac{\partial \mathbf{J}_{em}^T \mathbf{F}_c}{\partial \mathbf{q}_m} \quad (24)$$

と表現できる。 ${}^h \mathbf{K}'_{mj} \in \mathfrak{R}^{n_m \times n_m}$ は筋剛性 \mathbf{K}_u から伝達された剛性を、 ${}^h \mathbf{K}'_{mf} \in \mathfrak{R}^{n_m \times n_m}$ は接触力 \mathbf{F}_c による内力効果による剛性をそれぞれ表わす。なお (24) 式を計算する際には、行列 \mathbf{J}_{em}^T をベクトル \mathbf{q}_m にて偏微分した 3 階のテンソルにベクトル \mathbf{F}_c を乗ずることに注意が必要である。

ここで同じ Σ_m で表現された対象物の剛性 $\mathbf{K}_m \in \mathfrak{R}^{n_m \times n_m}$ を加え、人間に対する拘束と同様な方法で対象物に対する拘束を考慮すれば、人間-機械系の等価剛性 ${}^h m \mathbf{K}''_m \in \mathfrak{R}^{n_m \times n_m}$ は、

$${}^h m \mathbf{K}''_m = {}^h m \mathbf{K}'_m + \mathbf{P}_m {}^h m \mathbf{K}'_m - (\mathbf{P}_m {}^h m \mathbf{K}'_m)^T \quad (25)$$

$${}^h m \mathbf{K}'_m = {}^h \mathbf{K}'_m + \mathbf{K}_m \quad (26)$$

となる。ただし $\mathbf{P}_m \in \mathfrak{R}^{n_m \times n_m}$ は、 $\mathbf{P}_m \mathbf{G}_m^T = \mathbf{0}$ となる \mathbf{G}_m の直交射影行列である。

最後に対象物上の評価位置 \mathbf{r} へのヤコビ行列 $\bar{\mathbf{J}}_r = \mathbf{J}_r \mathbf{P}_m \in \mathfrak{R}^{n_r \times n_m}$ を用いて、

$${}^h m \mathbf{K}''_r = (\bar{\mathbf{J}}_r {}^h m \mathbf{K}''_m {}^{-1} \bar{\mathbf{J}}_r^T)^{-1} \quad (27)$$

のように Σ_r へ座標変換すれば、拘束および接触を考慮した人間-機械系の等価剛性 ${}^h m \mathbf{K}''_r$ を得ることができる。

なお等価粘性 ${}^h m \mathbf{B}''_r$ は筋剛性 \mathbf{K}_u の代わりに筋粘性 $\mathbf{B}_u \in \mathfrak{R}^{n_u \times n_u}$ を定義し、(21) 式の第 2 項を除いて同様な座標変換を行えば算出可能である。等価慣性 ${}^h m \mathbf{M}''_r$ の算出方法は羽田らの文献⁷⁾を参照されたい。

以上、等価インピーダンスの計算法の詳細について述べた。

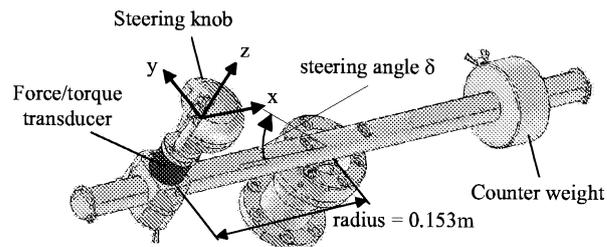


Fig. 5 Steering unit

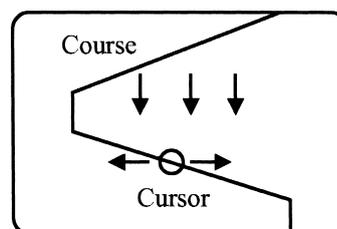


Fig. 6 Example of display

次節では、本システムを用いて 3 次元のドライバ-ステアリング系モデルを構築し、操舵動作時の等価インピーダンス特性の解析を試みる。

4. 上肢動作への適用

前節までに述べた人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システムの有用性を示すために、ノブ付きステアリング回転作業時の上肢動作を計測し、筋骨格モデルを用いて解析を行なった。被験者は産業用車両の運転に熟練した身長 1.83m 体重 80.0kg の男性 (36 才) 1 名とする。

4.1 実験装置

Fig. 4 に実験装置の概要を示す。実験装置はレイアウト可変ベンチ、操作力計測部、操作反力生成部、操作姿勢計測部、タスク表示用ディスプレイから構成される。レイアウト可変ベンチはさまざまな車両の運転姿勢を考慮して、シートの高さおよび前後位置、コラムの位置および傾斜角が変更できる。本論文では Table 1 に示すレイアウトを設定した。

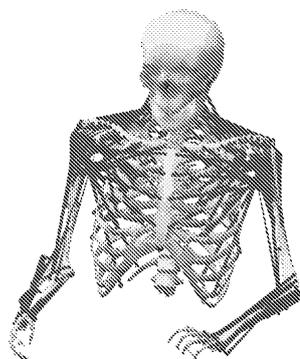
コラム先端にはカウンタウエイトをもつ丸棒を取り付け、さらに 6 軸力センサ (ATI 社製、定格荷重 125N、定格トルク 3Nm) により、被験者がノブに加える操作力を計測する (Fig. 5 参照)。ノブと支持部の間にはベアリングがあり、図中 z 軸まわりのトルクは伝達されないようになっている。したがって、(22) 式中の \mathbf{H} は、

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (28)$$

となる。操作反力生成部では、DC モータ (定格負荷トルク 2.25Nm、ギア比 14.67) を用いて制御用パソコンからの指令値に基づき反力を被験者に与える。モータにはロータリーエ

Table 2 Physiological parameters for the muscle model¹⁸⁾

S_L	v_{max}	A_f	B_f	k_{pe}	ϵ_0	k_{se}	ϵ_{toe}	f_{toe}	k_{lin}
0.45	10 l_{m0}	0.25	1.4	5.00	0.60	3.0	0.0241	0.33	42.8

**Fig. 7** Musculoskeletal model of upper body

ンコーダ (ダナハー製, 5000 パルス/回転) が, コラム先端部にはトルクセンサ (キスラー製, 計測範囲 $-25 \sim 25$ Nm) が取り付けられている.

操作姿勢計測部では, 操作時の上肢姿勢をモーションキャプチャ (モーションアナリシス社製) により計測する. 本論文では 10 台のカメラを使用して, 上肢に貼付された 30 個のマーカの 3 次元位置を計測する.

Fig. 6 にタスク表示用ディスプレイの一例を示す. 目標コースがディスプレイの上部より一定速度で流れてくる. ステアリングの操舵角度 δ に応じて図中のカーソルが左右に動くようになっている.

4.2 筋骨格モデル

前節までに述べた人間-機械系モデル作成部を用いて, 上肢筋骨格系を Fig. 7 に示すようにモデル化した. モデルは上肢動作にかかわる 29 種類の筋および上腕・前腕・掌部など 9 つの剛体から構成される. 各筋の付着位置や自然長, 最大発生力, 筋モーメントアームの特性は生体力学の文献²¹⁾を参考に調整した. また各剛体の質量および慣性モーメントも, 被験者の体格を考慮に入れて文献²²⁾を参考に設定した. さらに各筋の生理パラメータは文献¹⁸⁾を参考に, Table 2 に示す値を用いた. 羽状角 α はすべての筋で 0 として取り扱った.

4.3 実験方法

被験者はレイアウト可変ベンチのフットプレートにアクセルペダルに見立てて右足を置いて着座する. ノブははじめ 9 時の位置にある. 被験者には正面に設置されたディスプレイ上をコースが流れ始めると同時に, 左手にてステアリングを操作してカーソル中心をコースに合わせるよう指示した. 被験者はコースを追従することにより, ステアリングを 2π rad/sec の速度で反時計まわりに 6 回転させた後に 9 時の位置で停止させ, 約 1sec 後に時計まわりに 6 回転させて再び 9 時の位置で停止させる. なおこのときの操作反力は, 接線方向の操作力が約 8N になるよう, 角速度およびトルクフィードバック制御を行なった.

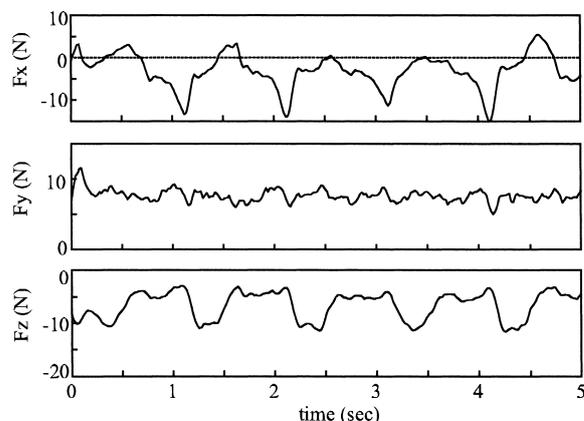
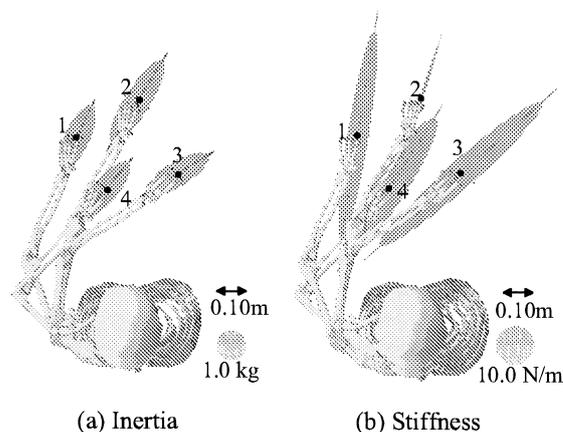
**Fig. 8** Measured operation force during clockwise rotation**Fig. 9** Simulated stiffness and inertia ellipsoids at different postures during clockwise rotation

Fig. 8 に時計まわり時に計測した操作力を示す. ステアリングを回転させるために必要な接線方向の力 F_y はほぼ 8.0N で一定で推移している. これに対して法線方向の力 F_x および押し付ける方向の力 F_z は, ノブの位置によりパターンが異なることがわかる. 以降, 時計まわり時の操作力, 操作姿勢データと筋骨格モデルを用いて解析を行なう.

4.4 手先の慣性と剛性

まずステアリング操作中の手先位置における等価慣性および等価剛性を求めた.

Fig. 9 (a) に時計まわり時の異なる 4 種類の姿勢における手先の慣性楕円体を示す. 慣性楕円体の長軸が, 姿勢や操作方向の違いにかかわらずほぼ前腕の方向と一致していることがわかる. この点は Tsuji らの行なった姿勢維持中の手先インピーダンス推定結果²³⁾と同様の傾向となっており, 本システムにおける等価インピーダンス計算の妥当性を示していると考えられる.

同様に Fig. 9 (b) には操作中の筋剛性 K_u に基づく手先剛

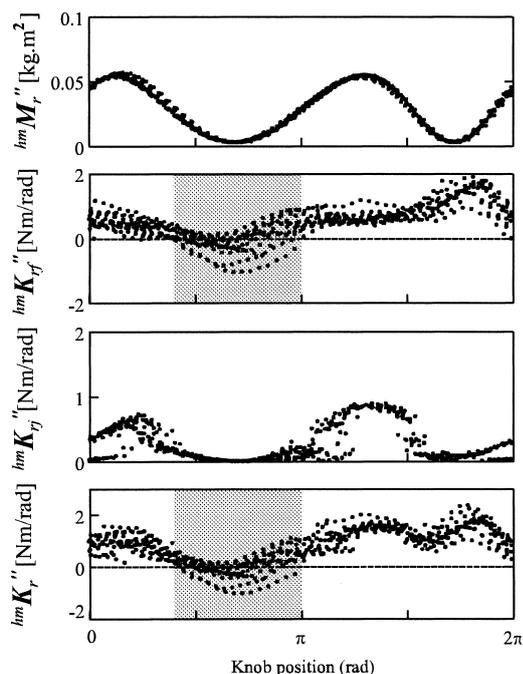


Fig. 10 Equivalent inertia and stiffness around steering column axis during clockwise rotation.

性 $^h K_{mj}'$ を用いて描いた剛性楕円体を示す．楕円の長軸が被験者の肩関節の方向へ向く点，腕が伸びた姿勢になると楕円体が細長くなる点は Tsuji らの結果と同様の傾向を示した．一方，楕円体の大きさは Tsuji らの推定結果よりもかなり小さくなっている．これは Tsuji らの同定した等価剛性が反射による影響を含んでいるのに対して，本手法で求めた等価剛性が反射や皮膚，組織などの影響を考慮していないためと思われる．Stroeve の行なったシミュレーションでも，反射による作用を除くと剛性が約 1/10 になる結果が得られている⁶⁾ ことから，より正確な等価インピーダンス計算には，筋紡錘やゴルジ腱器官を通した反射の影響を考慮する必要性が示唆される．しかしながら本手法で使用した筋モデルは，能動的な運動指令にともなう剛性の変化は表現できていることから，操作性を評価する際のひとつの指標としては有効であると考えられる．

4.5 コラム軸まわりの慣性と剛性

つぎにステアリングコラム軸まわりの等価慣性 $^h m M_r'' \in \mathbb{R}^1$ および等価剛性 $^h m K_r'' \in \mathbb{R}^1$ を求めた．等価剛性 $^h m K_{rj}''$ は前節までの結果を踏まえ，筋剛性による等価剛性 $^h m K_{rj}''$ と内力効果による等価剛性 $^h m K_r''$ も同時に求めた．なお人間による影響を明確にするために，対象物の慣性および剛性はともに 0 と仮定して計算を行なった．

Fig. 10 に解析対象とした時計まわりの 6 回転分の計算結果を示す．横軸はノブの位置が 9 時の位置にあるときを 0 とし， $0 \leq \delta \leq 2\pi$ となるよう正規化してある．図は上から等価慣性 $^h m M_r''$ ，内力効果による等価剛性 $^h m K_{rj}''$ ，筋剛性による等価剛性 $^h m K_{rj}''$ ，等価剛性 $^h m K_r''$ である．

等価慣性 $^h m M_r''$ をみると，ステアリングコラム軸に大きく

寄与するノブの位置と，ほとんど寄与しない位置があることがわかる．たとえば $2\pi/3 \leq \delta \leq 5\pi/6$ と $5\pi/3 \leq \delta \leq 11\pi/6$ では，ステアリングコラム軸にほとんど寄与していない．これは，被験者の腕が伸びたり折りたたまれた姿勢となり，手先慣性を表わす楕円体の短軸とステアリングを回転させる際の接線方向とが近づくためである (Fig. 9 (a) の姿勢 2,4)．反対に等価慣性 $^h m M_r''$ が大きくなるのは，手先慣性を表わす楕円の長軸と接線方向が近づくためである．

一方，等価剛性 $^h m K_{rj}''$ は，腕が伸びる姿勢となるノブ位置のときに負の値をとることがわかる．これは被験者が $2\pi \text{ rad/sec}$ という速い角速度でステアリングを回転させるために，あえて法線方向の操作力 F_x を内向きに行っていることが原因である．太田ら²⁴⁾ の行なったクラック回転実験においても，手先力が法線方向内向きを向くことが指摘されている．前節の結果を踏まえた場合，反射の影響を考慮すれば実際の等価剛性は正の値となることが十分に予想される．しかしながら，内力効果と筋剛性の影響を組み合わせ，全領域で等価剛性を正とするような操作系の配置および反力の制御法を実現すれば，より安定した操作が可能になると考えられる．このように，人間-機械系の等価インピーダンス特性を解析することで，操作系の配置や制御方法に対する有益な示唆を得ることができる．

5. おわりに

本論文では，人間や対象物それぞれに対する拘束条件のみならず，人間と対象物間の接触に関する拘束までを考慮した上で，人間-機械系の等価インピーダンス特性をコンピュータ上で解析するシステムのプロトタイプを提案した．そして，提案システムを上肢動作に適用した結果を示し，本システムが人間-機械系のもつ物理的意味を考える際に有用なツールであり，使いやすい操作機器の設計に対して有益な示唆を与えられることを示した．

なお本論文で提案したプロトタイプは，反射を含む筋モデルや筋張力の分配方法など，今後の研究により新しいモデルや手法が提案された場合でも，容易に対応可能な構成となっている．ただし，最大収縮速度や最大張力を発生できる筋長が，筋活性度に依存するような複雑な筋モデル^{25), 26)} を用いた場合には，新たな解法が必要である．また筋モデルのパラメータをより厳密に設定するためには，実作業時のインピーダンス特性を実験同定などにより求めることが必要であろう．

最後に，本研究を遂行する上で協力いただいた豊田中央研究所 向江秀之氏，ならびに貴重なデータをご提供頂いた豊田自動織機 雨宮良之氏，中本彰氏に心より御礼申し上げます．

参考文献

- 1) 伊藤宏司：身体知システム論，123/130，共立出版 (2005)
- 2) S.L. Delp and J.P. Loan: A Graphics-based Software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures Comput, Biol. Med., **25**, 21/34 (1995)
- 3) J. Rasmussen, M. Damsgaard, S.T. Christensen and M. de

- Zee: AnyBody - a software system for ergonomic optimization, Proceedings of the 5th World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization (2003)
- 4) Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita and I. Suzuki: Somatosensory Computation for Man-Machine Interface From Motion-Capture Data and Musculoskeletal Human Model, IEEE Trans. on Robotics, **21**-1 58/66 (2005)
- 5) Y. Takeda, Y. Tanaka and T. Tsuji: Impedance Simulator: Analysis of Human Hand Impedance Characteristics, the Proceedings of the 2nd International Symposium on Measurement, Analysis and Modeling of Human Functions (2004)
- 6) S. Stroeve: Neuromuscular control model of the arm including feedback and feedforward components, Acta Psychologica, **100**, 117/131 (1998)
- 7) 羽田, 山田, 辻: 拘束環境下における人間-機械系の等価性, 計測自動制御学会論文集, **42**-2, 156/163 (2006)
- 8) J.M. Winters: Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organizations, Springer-Verlag, 69/93 (1990)
- 9) 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)
- 10) R.P. Paul: Robot Manipulators: Mathematics, programming, and control, 157/195 (1981)
- 11) P.E. Nikravesh: Computer-Aided Analysis of Mechanical Systems, Englewood Clif, Prentice-Hall, Inc., 10/18 (1988)
- 12) M.R. Cutkosky and I. Kao: Computing and Controlling the Compliance of a Robotic Hand, IEEE Trans. on Robotics and Automation, **5**-2, 151/165 (1989)
- 13) A. Jazidie, T. Tsuji, M. Nagamachi and K. Ito: Multi-Point Compliance Control for Dual-Arm Robots Utilizing Kinematics Redundancy, Trans. of the SICE, **29**-6, 637/646 (1993)
- 14) 清水信行: 数値積分法の基礎と応用, 169/202, コロナ社 (2003)
- 15) K.N. An, B.M. Kwak, E.Y. Chao and B.F. Morrey: Determination of muscle and joint forces: A new technique to solve the indeterminate problem, Trans. of the ASME, **106**-4, 364/367 (1984)
- 16) P.E. Gill, W. Murray and M.A. Saunders: SNOPT: An SQP Algorithm for Large-Scale Constrained Optimization, SIAM Review, **47**-1, 99/131 (2005)
- 17) J. Rasmussen, M. Damsgaard and M. Voigt: Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study, Journal of Biomechanics, **34**, 409/415 (2001)
- 18) D.G. Thelen: Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults, Transactions of the ASME, **125**, 70/77 (2003)
- 19) D.G. Lloyd and T.F. Besier: An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo, Journal of Biomechanics, **36**, 765/776 (2003)
- 20) M.A. Adli, K. Nagai, K. Miyata and H. Hanafusa: Analysis of Internal Force Effect in Parallel Manipulators, 計測自動制御学会論文集, **27**-11 1226/1273 (1991)
- 21) G.T. Yamaguchi, A.G.U. Sawa, D.W. Moran, M.J. Fessler and J.M. Winters: A Survey of Human Musculotendon Actuator Parameters, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organizations, Springer-Verlag, 717/773 (1990)
- 22) R.F. Chandler: Investigation of inertia properties of the human body, AMRL-TR-74-137 (1975)
- 23) T. Tsuji, P.G. Morasso, K. Goto and K. Ito: Human hand impedance characteristics during maintained posture, Biological Cybernetics, **72**, 475/485 (1995)
- 24) 太田, 羅, 伊藤: 作業環境との相互作用のもとでの生体運動解析, 電子情報通信学会論文誌, **J81-D-II-6**, 1392/1401 (1998)
- 25) J.M. Winters: How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination?, Human Movement Science, **14**, 401/442 (1995)
- 26) P.A. Huijing: Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling, Human Movement Science, **14**, 443/486 (1995)

《付 録》

A. 筋モデル要素の詳細

筋モデルを構成する各要素の詳細を述べる。張力-長さ関係 f_L は,

$$f_L = e^{-(\bar{l}_m - 1)^2 / S_L} \quad (\text{A. 1})$$

$$\bar{l}_m = l_m / l_{m0} \quad (\text{A. 2})$$

により表わす^{18), 19)}(Fig. 2 (b))。 \bar{l}_m は筋の最適長さ l_{m0} により正規化した筋長である。したがって, l_{m0} , S_L により各筋の特性を表わす。

力-速度関係 f_V は,

$$f_V = \begin{cases} 0 & (\bar{v}_m \leq -1) \\ \frac{1 + \bar{v}_m}{1 - \bar{v}_m / A_f} & (-1 < \bar{v}_m \leq 0) \\ \frac{(B_f - 1) + \bar{v}_m(2 + 2/A_f)B_f}{(B_f - 1) + \bar{v}_m(2 + 2/A_f)} & (\bar{v}_m > 0) \end{cases} \quad (\text{A. 3})$$

$$\bar{v}_m = \dot{l}_m / v_{max} \quad (\text{A. 4})$$

によりモデル化する¹⁸⁾(Fig. 2 (c))。 \bar{v}_m は最大収縮速度 v_{max} にて正規化した収縮速度である。したがって各筋ごとに v_{max} , A_f , B_f が必要となる。

直列弾性要素 f_{SE} は,

$$f_{SE} = \begin{cases} 0 & (\bar{l}_t \leq 0) \\ \frac{f_{toe}(e^{k_{se}\bar{l}_t/\epsilon_{toe}} - 1)}{e^{k_{se}} - 1} & (0 < \bar{l}_t \leq \epsilon_{toe}) \\ k_{lin}(\bar{l}_t - \epsilon_{toe}) + f_{toe} & (\epsilon_{toe} < \bar{l}_t) \end{cases} \quad (\text{A. 5})$$

$$\bar{l}_t = (l_t - l_{t0}) / l_{t0} \quad (\text{A. 6})$$

によりモデル化する¹⁸⁾(Fig. 2 (a))。 \bar{l}_t は腱の緩和長 l_{t0} にて正規化した腱長である。ほかに f_{toe} , ϵ_{toe} , k_{se} , k_{lin} が必要となる。

並列弾性要素 f_{PE} は,

$$f_{PE} = \frac{e^{k_{pe}(\bar{l} - 1)/\epsilon_0} - 1}{e^{k_{pe}} - 1} \quad (\text{A. 7})$$

$$\bar{l} = l / (l_{m0} \cos \alpha + l_{t0}) \quad (\text{A. 8})$$

によりモデル化する¹⁸⁾(Fig. 2 (d))。 k_{pe} , ϵ_0 が必要となる。

B. (19) 式の証明

一般化力 Q が剛性 $K \in \mathfrak{R}^{n \times n}$ と微小変位 $\delta q \in \mathfrak{R}^n$ により,

$$Q = K \delta q \quad (\text{B. 1})$$

で表わされるとすると、外部環境より拘束を受ける剛体系の運動方程式は(1)式より、

$$M\ddot{q} + g + h + G^T \lambda = K\delta q \quad (\text{B.2})$$

となる。静止状態を考えると $\dot{q} = \ddot{q} = 0$ であり、(B.2)式は

$$g + G^T \lambda = K\delta q \quad (\text{B.3})$$

となる。

一方、拘束 Φ はヤコビ行列 G と微小変位 δq を用いて

$$G\delta q = -c \quad (\text{B.4})$$

と表わされる。 $c = \partial\Phi/\partial t \in \mathfrak{R}^{c_h+c_m}$ である。

ここで G の零空間への射影行列 P を (B.3) 式の両辺にかけると、 $PG^T \lambda = 0$ となるため、

$$Pg = PK\delta q \quad (\text{B.5})$$

を得る。また (B.4) 式は G の擬似逆行列 G^+ を用いれば

$$(I - P)\delta q = -G^+c \quad (\text{B.6})$$

となる。(B.6)式の両辺に K をかけた後に (B.5) 式を加え、 $P^T = P$ 、 $K^T = K$ に注意して両辺を入れ替えると、

$$Pg - KG^+c = \{K + PK - (PK)^T\} \delta q \quad (\text{B.7})$$

を得る。(B.7)式の左辺第2項は強制変位拘束を含まない場合には0となる。よって (B.7) 式は、

$$Pg = \{K + PK - (PK)^T\} \delta q \quad (\text{B.8})$$

となる。(B.1)式と比較すると、(B.8)式の右辺は拘束を満たした上での微小変位 δq による弾性力に相当することがわかる。したがって、 $K + PK - (PK)^T$ は拘束 Φ を考慮した剛性と考えることができる。

[著者紹介]

羽田 昌敏 (正会員)



1967年6月14日生。92年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年(株)豊田中央研究所に入社。以来、ドライバおよびタイヤのシミュレーションモデル開発およびこれらを適用した人間-機械系に関する研究に従事。2002年米国ペンシルベニア大学 Center for Human Modeling and Simulation の客員研究員。現在、生体力学研究室に所属。日本機械学会、自動車技術会の会員。

山田 大介 (正会員)



1979年1月16日生。2003年慶応大学大学院理工学研究科博士課程前期修了。同年(株)豊田中央研究所に入社。以来、人体力学モデルの開発および生体力学に関する研究に従事。現在、生体力学研究室に所属。日本機械学会、SAEの会員。

三浦 弘樹



1978年1月12日生。2005年名古屋大学大学院工学研究科博士課程後期修了。博士(工学)。同年(株)豊田中央研究所に入社。以来、人体力学モデルに関する研究に従事。現在、生体力学研究室に所属。日本機械学会、日本ロボット学会の会員。

辻 敏夫 (正会員)



1959年12月25日生。85年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。94年同助教授を経て、2002年より同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞(1986)、論文賞(2002)、バイオメカニズム学会論文賞(1990)、日本義肢装具学会論文賞(2000)、日本医科器械学会論文賞(2003)、日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞(2004)、IEEE R&A Society The K. S. Fu Memorial Best Transactions Paper Award(2004)などを受賞。人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。