3次元上肢筋骨格モデルを用いたステアリング動作の 解析とハンドル特性評価

吉田 武司¹, 長谷 和徳^{2†}, 大日方 五郎³, 羽田 昌敏⁴

¹名古屋大学大学院 工学研究科

²首都大学東京 都市教養学部

³名古屋大学 エコトピア科学研究所

⁴株式会社豊田中央研究所

要旨 自動車などのステアリング系の設計の現場では、操舵感のような感覚的な特性について解析的な評価をすることが望まれている。本研究では、ステアリング操作中の筋力負担を筋骨格モデルにより精度よく推定し、生体力学的観点からステアリングの反力特性を評価することを目的とした。まず、筋負担を推定するために3次元上肢筋骨格モデルを作成し、その精度を、実験で測定した筋電とモデルを用いた動力学計算で推定した筋負担とを比較することで評価した。次に、ステアリングの反力設計パラメータの変化の特徴が肩関節まわりの筋負担を評価する指標に表れることを示した。これらの結果から、ステアリング反力についての官能評価が筋負担の変化パターンと関連付けられる可能性を示唆した。

キーワード：筋骨格モデル、逆動力学、筋力、ステアリング動作、ステアリング反力

1. はじめに

近年、自動車のステアリング設計について、自動車を制御するという性能だけではなく、その操作性、使いやすさを評価することが重要になってきている。一般に、使いやすさを評価する場合、使用者の官能評価による主観的な評価と、生理学、動力的な観点による客観的な評価の両方を用いることが望ましい。しかし、現在、実際の設計の現場においてステアリングの負荷抵抗感は、テストドライバやユーザの主観的な評価のみに基づいて決定される場合が多い¹⁾。そのため、直接計測可能な物理的、生理学的なデータに基づく客観的な評価を行えるような手法の開発が求められている。

客観的なデータによる評価を行う場合、複雑な人間の五感や身体特性のどの部分に着目し、どのように定量化して評価に利用するかが問題となる。そのため、ステアリング動作の評価に関しても、従来さまざまな観点より研究が行われてきた。倉森らは、運転中に左右の三角筋が協調して収縮していることに着目し、筋電図を用いて操舵に伴うこれらの筋の同期的な収縮の頻度を計測し、それらから操縦の感覚評価が行える可能性について調べている²⁾。田中らは、手先とステアリングを人間-機械系としてとらえ、そのシ

ステムの慣性や剛性などのインピーダンス特性を計測、解析することで、その系の安定性について議論し、運転状況に適したステアリングの把持位置について示した³⁾。また、羽田らは筋骨格モデルを用いて推定筋力から筋骨格系の等価インピーダンスを計算し、これより操作性の評価を行っている⁴⁾。

しかし、ステアリング動作中の身体の動きについて筋骨格モデルを用いて解析した例は少なく⁵⁾、いずれの研究もステアリングにおける実際の設計と操舵感などの主観評価とを対応づける評価手法を確立するまでには至っていない。そこで本研究では、ステアリングの操舵感を身体的な筋負担の観点から評価するというアプローチをとった。これは、操舵感のような官能的な特性でも、その原因は身体を動かす唯一のアクチュエータである筋活動に帰すると考えられるためである。このアプローチは、身体力学モデルを用いているため将来的には実測なしでシミュレーションによりステアリングの設計についての評価を可能とする技術につながると考えられる。この点で従来の筋電やインピーダンスを計測する方法とは異なる。

筋力を評価指標に用いるためには、まずステアリング動作中の筋力を精度よく推定するための計算システムが必要となる。そして、筋負担の観点からステアリングの設計を評価できる指標を考えるために、筋負担の値にステアリング設計の違いが表れるかどうかを検証することが必要である。そこで、本稿ではこの2つの項目を研究目的とし、その結果を報告する。すなわち、1つは提案する計算システム

2009年3月5日受付 2009年10月5日受理

[†]〒192-0397 東京都八王子市南大沢1-1

首都大学東京都市教養学部理工学系機械工学コース

長谷 和徳

E-mail: kazunori.hase@tmu.ac.jp

図1 実験装置

図2 ドライビングシミュレータのレイアウト

表1 ドライビングシミュレータの各寸法

Name	value
Steering wheel inclination angle [deg]	23
Steering wheel center longitudinal position [mm]	40
Steering wheel center height position [mm]	742
Seat back angle [deg]	19
Seat longitudinal slide [mm]	340
Seat height [mm]	354

についてその筋負担推定精度を評価すること、そして、もう1つは官能評価結果の異なるステアリング設計条件について、その違いが筋負担評価に表れるかどうか検証することである。

本稿ではまず、運転動作を模擬できるドライビングシミュレータのステアリング特性とそれを用いた計測実験条件について述べる。このステアリング特性として先行研究によって十分に官能評価が実施され⁶⁾、すでに実車にも搭載されている条件を用いた。次いで、ステアリング動作中の筋負担を推定し得る筋骨格モデルと、その推定精度の評価結果を示す。この筋骨格モデルとしては市販されている筋骨格モデル作成ツールである SIMM (MusculoGraphics 社) を利用した。さらに、この筋骨格モデルを用いたステアリング動作の分析結果を示し、操舵の官能評価と筋負担変化との対応を考察する。

2. 実験

ステアリングの設計特性を変えたときの筋負担変化の違いを解析するため、ステアリング動作を模擬したドライビングシミュレータを用い、ディスプレイに表示される正弦波をトラッキングする動作を計測した。

2.1 実験装置

実験装置の概要を図1に、ドライビングシミュレータのレイアウトを図2に、各寸法を表1に示す。実験にはプログラムによりステアリング反力を任意に設定できる実験用ステアリング装置を使用した。正面のディスプレイには、トラッキングすべき正弦波のコースと操舵角に応じて左右に移動するカーソルが表示される。このステアリングのハンドル部分には6軸の力覚センサ(米国ATI社 NANO 25 SI-125-3)を、また軸部にはトルクセンサ(日本キスラー 9049)とエンコーダを取り付け、ステアリングの運動と手に作用する力学負荷の計測を可能とした。

2.2 実験条件

本実験では、被験者にディスプレイ上の上方から流れてくる正弦波のコースにカーソルを追従させるというトラッキングタスクを課した。図3にディスプレイに表示される図を示す。実験では、60秒間程度の計測時間中に図3に示すコースと左右対称のコースの2種類のコースが交互に3回ずつ現われる。ここで、後述のデータ解析のため図3のトラッキング区間を中心から右に切っていく区間をA区間、一番右から一番左へと切っていく区間をB区間、一番左から中心へハンドルを戻す区間をC区間と定義する。

実験条件としては、正弦波の振幅、つまりステアリング操舵角の最大値、ステアリング剛性反力の線形・非線形、ならびにステアリング摩擦反力の有無の条件を変化させた。実験条件の組み合わせとその条件を示す記号を

図3 ディスプレイに表示される正弦波（コース）

表2 実験条件

記号	操舵角 [deg]	線形・非線形	摩擦の有無
10NN	10	非線形	無
10LN	10	線形	無
10NF	10	非線形	有
45NN	45	非線形	無
45LN	45	線形	無

表2にまとめた。表中の実験条件記号は、操舵角、剛性反力特性、摩擦有無の組み合わせを表す。すなわち、最大操舵角の条件を10と45(10 deg / 45 deg)、剛性反力の線形・非線形をLとN(Linear / Nonlinear)、摩擦の有無をFとN(Friction / Nonfriction)で表している。例えば、10LNは操舵角10 deg、線形剛性、摩擦無の条件を示す。トラッキングコースの正弦波の周期と振幅については、実際のステアリング動作として不自然ではないように、振幅10 degのとき周期を3.6 sec、振幅45 degのとき周期4.8 secとした。

本研究では、ステアリング反力 T を次式のように剛性反力 T_k と摩擦反力 T_f の2つに分けて考える。

$$T = T_k + T_f \quad (1)$$

ここでステアリング剛性反力とは、ステアリングの中立操

舵角から右や左に切ったとき、中立位置に戻そうと発生する操舵角の変位に依存した剛性トルクのことである。実験条件においては、操舵角に対する剛性反力トルクの増加の仕方が線形の場合と非線形の場合とを考え、その相違を調べた。非線形の剛性反力トルクについては実車でのレーンチェンジの際の切り込み、切り戻しの実測データを最小二乗法によって自然対数の式に近似させた次の式を用いた。

$$T_k = \ln(0.0155 \times \theta^2 + 0.561 \times \theta + 0.84) \quad \text{for } 0 \leq \theta \leq 60 \quad (2)$$

$$T_k = -\ln(0.0155 \times \theta^2 - 0.561 \times \theta + 0.84) \quad \text{for } -60 \leq \theta < 0 \quad (3)$$

ここで、 T_k はステアリング剛性反力トルク[Nm]、 θ は操舵角[deg]を表しており、中立角度が0 degとなる。線形の剛性反力トルクについては、操舵角が最大になったときに非線形の剛性反力トルクのときの値と一致するように次式で設定した。

$$T_k = 0.231 \times \theta \quad \text{when } 10NF, 10NN \text{ or } 10LN \quad (4)$$

$$T_k = 0.103 \times \theta \quad \text{when } 45NN \text{ or } 45LN \quad (5)$$

図4(b)に、実験条件10NNと10LNの操舵角に対するステアリング反力を、図4(c)に、実験条件45NNと45LNの操舵角に対するステアリング反力を示す。

また、摩擦反力トルクとは操舵角の変化の方向に対して逆向きに発生する一定トルクのこと、表2に示すように10NFのみ摩擦を与え、他の条件では摩擦なしとした。摩擦が加わる場合、以下のような摩擦トルク T_f [Nm]を加える。

$$T_f = +0.7 \quad \text{for } \frac{d\theta}{dt} \geq 0 \quad (6)$$

$$T_f = -0.7 \quad \text{for } \frac{d\theta}{dt} < 0 \quad (7)$$

図4 ステアリング反力特性

図 4(a) に, 実験条件 10NF と 10NN の操舵角に対するステアリング反力を示す.

本実験で以上 2 つの特性を実験条件として変化させたのは, 一般的なステアリング操作における官能評価結果として, 剛性反力が非線形である方がスムーズで自然と感じ⁶⁾, また, 摩擦のある方が, 操舵感が良く操舵しやすいと言われているからである. ステアリング反力の非線形性と摩擦特性についてのこれらの官能評価はテストドライバなどによって十分行われており, すでに実際の車両においても採用されている. したがって, 本実験においては官能評価を改めては行わないことにした.

2.3 計測

実験では成人男性 3 名を被験者として採用した (被験者 A: 40 歳, 身長 1.70 m, 体重 70 kg; 被験者 B: 24 歳, 1.66

図 5 3次元上肢筋骨格モデル

表 3 筋骨格モデル上に作成した筋とその作用関節

作用する関節	名称	作用する関節	名称
肩関節	三角筋・前部	肩関節と肘関節	上腕二頭筋・長頭
	三角筋・中部		上腕二頭筋・短頭
	三角筋・後部		上腕三頭筋・長頭
	棘上筋	肘関節	上腕三頭筋・外側頭
	棘下筋		上腕三頭筋・内側頭
	肩甲下筋		肘筋
	小円筋	肘関節と手首関節	腕橈骨筋
	大円筋		上腕筋
	大胸筋・鎖骨部	手首関節	回外筋
	大胸筋・胸筋		円回内筋
	大胸筋・腹部		方形回内筋
	広背筋・上		橈側手根伸筋
	広背筋・中		尺側手根伸筋
	広背筋・下		橈側手根屈筋
	烏口腕筋		尺側手根屈筋

m, 60 kg; 被験者 C: 41 歳, 1.76 m, 62 kg). 被験者には計測前にドライビングシミュレータでの練習を十分行わせた後に実験を開始した. このとき, ステアリングとシートのレイアウトは被験者によらず, 図 2, 表 1 のように一定とした. ステアリング動作を計測するために, 被験者の上半身にモーションキャプチャ用の赤外線反射マーカ (被験者の体に 41 個, 実験装置に 11 個) を取り付け, その 3 次元位置の計測を行った. モーションキャプチャ装置としては Motion Analysis 社の Mac3D System を用いた. このとき同時に実験装置に取り付けた各センサによって, 両手での手先反力, ハンドルのステアリングトルク, 操舵角も計測した. また筋骨格モデルの妥当性評価のため, 右腕の 10 ヶ所に表面電極を取り付け, 筋電図 (EMG) を 2 kHz で計測した. 筋電図計は Delsys 社製 BAGNOLI-16 を用いた. 筋電図計測を行ったのは後述の図 6 に示す 10 個の筋である.

なお, 本実験は共著者所属部局の倫理委員会の審議結果に基づき, 被験者の同意のもと行われた.

3. 解析手法

3.1 上肢筋骨格モデル

本研究では, ステアリング動作中の筋負担を高精度で推定計算するための筋骨格モデルを, 汎用的な 3 次元筋骨格モデル作成ソフトウェア SIMM (Musculographics 社) を用いて作成した. 筋の走行位置, 付着位置, 骨格の構造などのデータは Delp らの研究⁷⁾に基づいており, 身体の力学的, 解剖学的特性をモデル化した筋骨格モデルが作成できる. この SIMM を用いて作成した上肢筋骨格モデルを図 5 に示す. この筋骨格モデルでは 17 の剛体リンクと 60 個の Hill タイプの筋モデル⁸⁾を設定した. モデル化した筋とその主要な作用関節を表 3 に示す. また, この筋骨格モデルは被験者の身長と体重に合うようにスケール処理を行っている.

3.2 逆動力学計算と筋力推定

リンク機構の運動軌道から, それを実現するために必要な関節の駆動力を求める方法を逆動力学計算という. ステアリング動作中の関節の駆動力である関節トルクは, モーションキャプチャ装置で計測した関節角度データとステアリングを握った手先での反力データを用いることで, 逆動力学計算によって一意に定めることができる. しかし, その関節トルクを担う筋力については, 一つの関節を駆動させるため筋が複数あるという冗長性により, その大きさを一意に定めることができない. そのため一般的には何らかの最適化計算を行う必要がある. 本研究では Anderson らによって提案された Static optimization の手法によってステアリング動作中に発揮される筋力推定を行った⁹⁾. 以下に, その計算アルゴリズムの概略を述べる. 添え字 m は筋の番号, i は離散化された時間ステップ, j は関節の番号を示す.

まず、筋についてその生理特性を関数 $f(F_m^o, l_m, v_m)$ と仮定し、筋力 F_m を次式でモデル化する⁹⁾。

$$F_m(t_i) = a_m(t_i) f(F_m^o, l_m, v_m) \quad (8)$$

ここで、 t_i は時間、 $a_m(t_i)$ は時刻 t_i における筋活性度、 F_m^o は最大等尺性筋力、 l_m は筋の長さ、 v_m はその収縮速度を表す。筋活性度 $a_m(t_i)$ とは、第 m 筋についてその筋活性のレベルを示す 0 から 1 で正規化された値である。次に筋骨格モデルに付着させた各筋についておのおのの筋活性度を決定するために以下の最適化計算を行う。

$$\sum_m F_m(t_i) r_{m,j}(t_i) = T_j(t_i) \quad (9)$$

$$\min J(a_m) \quad (10)$$

ここで、 $r_{m,j}(t_i)$ は m 番目の筋における j 番目の関節まわりのモーメントアーム、 $T_j(t_i)$ は逆動力学計算によって計算された関節トルク、 $J(a_m)$ は最適化計算のための目的関数である。すなわち、(9) 式に示す拘束条件を満たすような筋活性度 a_m のうち、(10) で示すように目的関数 $J(a_m)$ を最小化にするような a_m の組み合わせを求める。(9) 式は a_m によって決まる筋力によるモーメントの合計が逆動力学計算によって計算された関節トルクと一致することを拘束条件としている。このとき、SIMM では最適化計算の方法として逐次 2 次計画法を用いている。

本研究では、筋力を推定するための目的関数 J を、次式のように筋活性度 a_m の平方和とした⁹⁾。

$$J(a_m) = \sum_{all\ muscles} a_m^2 \quad (11)$$

これは、本実験で行われるステアリング動作は被験者にとって十分習熟した動作であり、加えて実験もあらかじめ決まっている動作を 60 秒程度繰り返すのみである、そのため、関節を駆動するために使われる筋力はできるだけ小さくなるように配分されるであろうと考えたからである。なお、本計算アルゴリズムは SIMM の DynamicPipeline (MusculoGraphics 社) という計算モジュールを用い、剛体リンクの運動方程式を導出するために SD/FAST (Symbolic Dynamics, Inc) を用いた。逆動力学計算のための手先での反力データについては、剛体リンクの運動方程式に適用できるようにセンサ座標系から筋骨格モデルの手のセグメント座標系に座標変換する計算モジュールを自作し、計算システムを構築した。

3.3 筋電処理

本計算システムより得られる筋活性度は生理学的には筋活動電位に対応すると考えられる。そこで、推定した筋活

性度を実験中に計測した EMG と比較することで、本計算システムの推定精度の評価を行った。このとき EMG については、全波整流したのち、前後 0.2 秒ずつの移動平均処理を行った。また、筋活性度と筋電を比較しやすいように、筋活性度の最大値・最小値が EMG の最大値・最小値と一致するように EMG の値をスケールした。すなわち、EMG 波形と筋活性度波形との比較は大きさではなくパターンのみを定性的に比較するようにした。

3.4 評価指標

本研究ではステアリングの動作評価を以下の方針に基づいて行うこととした。

まず、ステアリング動作中の関節角度、関節トルク、筋活性度を求め、ステアリング動作の特徴を定性的に把握する。それにより、注目すべき主要関節運動を特定する。

次いで、以下の評価指標を決定し、算出する。

- a) J_a : 注目した主要関節の主働筋として働く筋の筋活性度の平方和の総和
- b) J_{all} : すべての筋の筋活性度の平方和の総和
- c) J_d : 注目した主要関節の関節角度
- d) J_f : ステアリングの接線方向の手先反力

J_a や J_{all} のように生体体内負荷として筋活性度に着目するのは、本研究の目的である主観量に関連する筋負担を評価するためには筋力や関節トルクなどの力学量よりも神経系の活動度と関連する筋活性度を直接評価することが適切であると考えたためである。そして、その筋負担と操舵感に関連付けるには、特定の主要関節の主働筋に注目した J_a が適することを、上肢全体の筋の総和を取った指標 J_{all} と比較することで示す。 J_d は関節角度のような運動学的量による評価がどの程度可能であるかを検討するための指標である。 J_f については、ステアリングの受動抵抗特性から直接的に定まる手先反力がステアリング反力特性ごとの特徴を示すと考え、各ステアリング反力特性間の比較の基準とするための指標である。

さらにこれらの指標について、時間変化や時間積分した値ではなく、操舵角に対する変化量を比較検討する。操舵角に対する変化に注目したのは、ハンドルの切り返しや剛性反力の線形性・非線形性などの特性を把握するためには、操舵角との対応を見るのが適切だと考えたためである。また、どの実験条件においても操舵角を基準量としたトラッキングタスクを被験者に課しており、その点からも操舵角に対する変化量を調べることにした。

4. 結果

4.1 筋活性度

図 6 に、被験者 A の実験条件 45NN における 3 回の実験結果について、計測した EMG と推定した筋活性度とを比較した結果を示す。図には EMG 計測を行った 10 個の筋の

筋活性度波形を、(a) 手首まわり、(b) 肩まわり、(c) 肘まわりの筋群に分類して表示してある。灰色の部分が前述の処理を施した EMG 波形の $\pm 1SD$ の標準偏差の幅を示し、太実線が逆動力学計算によって計算された筋活性度の平均値、細破線はその標準偏差 ($\pm 1SD$) の値である。平均、標準偏差はそれぞれの被験者の 3 回分のデータを用いている。

図 6(b) より、三角筋前部、三角筋中部、棘下筋などの肩関節まわりの筋については EMG と推定した筋活性度がよく一致しているのがわかる。一方、図 6(a) に示すように、橈側手根伸筋、尺側手根伸筋、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋などの手首関節を動かす筋については、伸筋についてはそのパターンが表れているものの、屈筋ではあまり一致していない。これらの筋では、推定された筋活性度は伸筋と屈筋とで交互的に活動しているが、計測した EMG はステアリング動作後半で同期的に活動する傾向を示している。なお、図 6(b) の三角筋後部と図 6(c) の上腕三頭筋外側頭では筋活性度の値がほとんど 0 と推定されている。

4.2 関節角度変位と関節トルク

図 7 のように定義された各関節の関節角度について、ス

テアリング動作におけるその計測結果を図 8 に示す。ここで、図 7 について手首 (a)、肩 (b) の座標系の回転の順番は θ の添え字の順になっている。また、図 9 に関節トルクの時間変化を示す。図 8、9 は、いずれも被験者 A の条件記号 45NN の 3 試行分のデータである。

図 8 から (a) 手首関節と (b) 肩関節については大きな角度変位が見られるが、(c) 肘関節の関節角についてはあまり変化していないことが分かる。また、図 9 からはステアリング動作中の関節トルクとして大きいのは肩関節まわりの τ_{S2} であり、その他の関節角の関節トルクはほとんど 0 [Nm] であることが分かる。これらの傾向は図 8、9 で示した被験者以外にも表れていた。例えば、関節角度の振幅に関しては各被験者の関節角度変位の振幅（最大値と最小値の差）の全試行での平均値は、肩まわり、肘まわり、手首まわりの順でそれぞれ A:21.4 [deg], 3.8 [deg], 19.0 [deg], B:23.1 [deg], 10.0 [deg], 24.6 [deg], C:22.4 [deg], 7.2 [deg], 25.4 [deg] となっている。また、各関節トルクの各試行における最大値の平均値を比較すると τ_{S2} はそれぞれの被験者について A: 24.1 [Nm], B:18.7 [Nm], C: 25.8 [Nm] であったのに対し、他の関節トルクはすべての被験者においても 5 [Nm]

図 6 フィルター処理をした EMG と筋活性度 (45NN)

図 7 上肢関節角度定義

以内に収まっている．すなわち，肘関節角度はほとんど変化せず，肩関節の θ_{S2} の角度変化ならびにその軸まわりの関節トルク τ_{S2} が大きいということがステアリング動作の特徴であるといえる．この θ_{S2} の角度は解剖学的には肩の屈曲・伸展運動に相当する．

4.3 評価指標の決定

前述のステアリング動作の関節運動の結果より，右肩関節角度 θ_{S2} の変化する運動，すなわち肩の屈曲・伸展運動がステアリング動作において主要な運動様式であるとし，評

価指標 J_d を，肩関節に関する筋の筋活性度の平方和として定義した．すなわち，表3において，上腕二頭筋や上腕三頭筋などの二関節筋も含め，肩関節に作用すると分類した筋について総和を取るようにした．また， J_d としては右肩関節角度 θ_{S2} の変化をみるようにした．なお，手首まわりの運動については，筋活性度としては大きな値を推定され，拮抗筋の働きもステアリングなどの運動には重要であると考えられるが，以下の2つの理由から，手首まわりの筋ではなく肩まわりの筋をステアリング動作における主働筋であるとした．1つは，本稿で行った実験が十分習熟した動作

図8 各関節の関節角度 (45NN)

図9 各関節の関節トルク (45NN)

であり、余分な筋活性度を使わない運動となりやすいことから拮抗筋の働きは小さいと考えられるということ、もう1つは手首まわりの筋は肩まわりの筋に比べ筋の大きさが小さいため、筋活性度が大きくともそれほど大きな力を発揮しないと考えられることである。また、本研究では被験者数が少なく、個人差について有効な議論をすることはできないが、得られた関節角度、トルク、ならびに評価関数の値をみると、個人間で顕著な相違は認められず、以下では個人差を無視して一般的な人の特性として議論を進める。

4.4 摩擦の有無の比較

図10に評価指標と操舵角との関係をステアリング反力の摩擦の有無で比較した結果を示す。グラフには、被験者Cの実験記号10NFと10NNについて3試行分のデータを用い、摩擦の有無の違いが表れた実験区間Aの後半からBの切り返しの部分を示した。横軸の操舵角は中立操舵角を0 degとし、右切りを正、左切りを負としている。図10において、まず手先反力変化 J_f についてステアリング操舵の向きを反転するとき、どの試行においても急激に増加する傾向が見られ、これが摩擦特性における手先反力変化の特徴である

図10 摩擦の有無について各評価指標の比較

と言える。この特徴は肩関節角度 J_d の変化には表れていないが、右肩の筋負担 J_d と全身の筋負担 J_{all} の変化には表れている。ただし、 J_{all} には3回目には見られず再現性が低い。これらの特徴は、他の被験者においても同様に表れた。すなわち、どの被験者についても手先の反力特性である切り返しの際に、 J_f と J_d で評価値が急に増加し、また J_{all} ではその特徴が見られない場合もあった。

4.5 線形・非線形の比較

図11、図12に評価指標と操舵角との関係をステアリング剛性反力の線形・非線形の条件で比較した結果を示す。図11のグラフには実験記号10NNと10LNについて、図12のグラフには45NNと45LNについて、共に被験者Cの3試行分のデータを用い、線形・非線形による違いの表れた実験区間Bの区間を示した。横軸の操舵角は中立操舵角を0 degとし、右切りを正、左切りを負としている。

図11に示すような操舵角が小さい実験条件では、どの評価指標においても明確な違いは表れていない。しかし、図12に示すように、操舵角が大きく線形・非線形でトルクの変化量が大きく異なる実験条件において、 J_f に表れる違いは

図11 線形・非線形における各評価指標の比較 (操舵角: 10deg)

ステアリング剛性反力の線形・非線形の特徴であると言える。具体的には、ステアリング剛性反力特性が非線形場合にステアリングを 0 deg より大きく右に切っていくときに、つまり、右腕を上げていくときに最初は急激に評価指標が増加し、その後徐々にその増加率が減っていき 10 deg 程度からは一定になり変化しない特徴である。 J_d と J_{all} にはそのような特徴的な傾向は明確には見られないが、 J_a で線形・非線形の違いが顕著に表れている。

以上の摩擦の有無、線形・非線形の違いによる傾向は、他の被験者の場合にも同様に表れた。

5. 考察

5.1 筋活性度の推定精度

図 5 に示したように本筋骨格モデルでは、肩、肘まわりについて定性的ではあるが概ね妥当な筋力パターンを推定していると言える。しかし、手首まわりの筋については EMG パターンと推定した筋活性度のパターンが必ずしも一致していなかった。これに対しては 2 つの要因が考えられる。1 つは、拮抗筋の同期的な収縮のモデル化の問題である。人は、外乱に対して安定した運動を行うために拮抗筋の活動

度を同時に上げて、関節の剛性を高くされている¹⁰⁾。本計算システムでは、筋力計算の際に式 (11) に示すような目的関数を用い拮抗関係が最小化された筋活動パターンを計算するため、このような同期的な収縮はまだ表現できない。もう 1 つは、表面筋電電極による計測の影響である。表面筋電は、前腕部のように比較的小さな筋が密集している箇所や、関節の動きによって皮膚表面と筋肉がずれるような箇所では計測が必ずしも容易でない。本実験の場合、前腕部の運動では図 8 の θ_{w1} で示すように前腕の回旋運動が存在し表面の筋電電極と筋肉がずれる可能性がある。また、図 8 の θ_{w2} に示すように手首の屈曲・伸展運動もあることから、屈筋と伸筋が交互に活動するという図 6 における筋活性度推定結果も妥当だと考えられる。さらに、本実験のようにあらかじめ決められ十分習熟した運動では外乱が存在しないため、拮抗筋の同期的な収縮よりも EMG 計測側の影響が大きいと考えられる。

また、図 6(b) の三角筋後部や図 6(c) の上腕三頭筋外側頭における筋活性度が極端に小さく見積もられたことも必ずしも妥当ではないと考える。さらに、図 6(a) においては筋活性度の値が滑らかでなく部分的に不連続の値が計算されているが、これは筋活性度の推定計算における離散的な数値計算に起因した問題であると考えられる。実際の生体内ではこのような筋活性度の変化を起こしているとは考えにくい。

しかしながら、これらの点を除けば、全体として本筋骨格モデルを用いることで、ステアリング動作における主要な筋力は、それを評価に用いても問題ない十分な精度で推定することができたと言える。

5.2 摩擦の有無の比較

図 10 で示したように、手先反力 J_f の変化には切り返すとき急激に増加するという特徴が表れており、これを摩擦特性の特徴と考え、筋負担評価 J_a と J_{all} のいずれの変化にも摩擦の特性が表れていると言える。ただし、 J_{all} の方が再現性は低い。ここで、一般的な官能評価との対応を考えると、摩擦のあるステアリングの方が操舵感が良いとされているが、筋負担変化の結果から、操舵の方向を反転させる際の筋負担の急な増加がドライバにとっては主観的に心地よい手応えとして感じられるのではないかと推察される。

5.3 線形・非線形の比較

図 12 で示したように、手先反力 J_f の変化には表れている切り始めの急激な増大と、その後の増加率の減少とをステアリング剛性反力の非線形性の特徴と考え、 J_a にはステアリング剛性反力の非線形性が表れていると言える。一般的な官能評価との対応を考えると、非線形の方が操舵がスムーズに感じるとされているが、図 12 の J_a の結果から、最初の筋負担の急な増加を摩擦の有無の場合と同様に手応

図 12 線形・非線形における各評価指標の比較 (操舵角: 45deg)

えがあると感じ、後半のステアリングは切っているが筋負担は一定であるという特徴は目標角度までのスムーズな操舵感に関係があるのではないかと推察される。

なお、図 11 に示した最大操舵角が 10 deg の実験条件の場合では、顕著な相違がなかったが、これは剛性反力の図 4(b) を見ても分かるように線形・非線形の値そのものにそれほど差がなかったため、結果、評価指標においても顕著な相違を示すことができなかったと考えられる。すなわち、本研究のような運動力学計測と筋骨格モデルによる分析手法の評価精度・分解能の限界はこの程度であり、非常に微細なステアリング特性の違いを比較検討することは現状では必ずしも容易ではない。

5.4 評価指標について

本研究では筋負担に注目した評価関数において、ステアリングの設計特性の違いが表れるかどうかを検証することを目的として、いくつかの評価指標を提案し検証を行った。結果、提案した指標の 1 つにステアリング設計の特徴が表れることを示すことができた。ここで、本研究における筋骨格モデルによる筋力推定に基づいた運動評価には 2 つの特徴がある。全身の筋負担ではなく特定の関節や筋にのみ注目した点と、単純に筋負担の大きさ自体を比較評価するのではなく摩擦による切り返し時の急激な負担変化など操舵角に対する筋負担の変化の割合に注目している点である。

本研究において、 J_{all} と J_a とを比較した結果、ステアリング反力特性を評価していく上では、全身の筋負担ではなく、肩関節の屈曲・伸展運動に関する筋負担を評価することが適切であると考えられる。それは図 10、図 12 で示したように J_a は J_{all} に比べ、ステアリング反力特性についての特徴が明確に表れ、3 回の試行ごとで再現性が高かったからである。これらの要因としては、 J_{all} では他の関節を動かす筋によってステアリング反力特性に対する特徴量が埋もれてしまったことや、ステアリング動作の試行ごとで肩関節角の運動評価である J_a についてばらつきが少ないことなどが考えられる。このように特定の関節や筋にのみ着目することは、全身的な協調運動の特徴を見失う危険性があるが、摩擦の有無やステアリング剛性反力の線形・非線形などの設計パラメータの特性を、より簡易的な手法で評価できる可能性を生み、また評価結果の理解も容易になる利点も考えられる。

筋負担の大きさに関しては、単純に筋負担が小さいほうが望ましいのであれば、ステアリングの反力特性はできるだけ小さく設計することが望ましいということになる。しかし、そのような負荷最小のステアリングでは操作性はよいとは言えない。ステアリング動作時の手先反力を見ると、回転の接線方向の力だけでなく、手先を回転軸方向に押しつけるような、ステアリングの回転運動に寄与しない力も多く発生している⁴⁾。すなわち、ステアリング操舵のため

の力は小さければ良いというのではなく、適切な大きさが必要であると言える。

また、適切な力の大きさだけでなく、操舵感のようにヒトが力を知覚するためにはその変化率も重要である。ヒトの力感覚ではダイナミックタッチと呼ばれるように身体の動きから対象物の剛性、粘性などの機械インピーダンスを知覚する特性がある¹¹⁾。したがって、ステアリング操作においても操作力や筋負担の変化率に注目することで、ヒトの感覚的な特性を評価できると考えられる。このような考えはトルク変化最小モデルのような運動の滑らかさ、すなわち変化率に着目した上肢運動の運動規範¹²⁾とも共通するものと考えられる。

以上のような特徴に基づく運動評価の指標は、従来研究^{3,4)}で評価されていた操作の効率や安定性とは異なるステアリングの設計指標となろう。本研究では筋骨格モデルを用いた分析を行ったが、身体の剛体リンクモデルに基づく関節トルクによっても大まかな筋活動の評価は可能である。しかしながら、筋レベルの評価には、例えば、筋電図との比較が容易になること、また、解剖学的知見との対応が容易になるなどの利点が考えられる。これらは本研究のような上肢運動のような 3 次元的な動きの分析には特に有用である（たとえば、肩の屈伸、内外転、回旋モーメントよりも三角筋の活動度のほうが直感的に理解しやすい）。しかし、本研究ではステアリング特性の官能評価との対応付けが定性的な評価にとどまり、ステアリング反力の定量的な評価指標の提案には至らなかった。今後、非線形性、摩擦特性の設定トルクを変化させて、官能評価と突き合わせながら、定量化できるような実験を実施する予定である。それと同時に、本稿において官能評価と関係があると考えられた筋負担変化の特徴の理論的な解析を進める必要がある。

6. おわりに

本研究では、実際のステアリング動作を計測し、その計測データからステアリング動作中の各筋の活性度を推定する一連の計算システムを構築した。また計算した筋活性度の精度を、実測した EMG と比較することで、計算システムがステアリング動作を解析するために十分有効であることを示した。さらに、主観的な官能評価によって操作感が良いとされ実車に搭載されているステアリング反力の摩擦特性と非線形性特性について、それらの特性が、本稿で提案した筋負担の評価指標にどのように表れるかを分析した。その結果、ステアリング動作中に大きな関節トルクを発揮する肩関節の筋負担変化に着目することが有用であることが明らかになった。さらに、筋負担を評価するアプローチと官能評価との対応について検討を行った。

謝辞

本研究の実験は、トヨタ自動車（株）の山内洋司様、小

田島正様のご協力を得て実施された。ここに記して謝意を表する。

参考文献

- 1) 井口征士, 猪田克美: 慣性情報処理, 103-130, オーム社, (1994).
- 2) 倉森章, 高口紀貴, 石川浩二郎, 上條正義, 佐渡山亜兵: 運転者負担に走安性が及ぼす影響についての筋電図による評価, 自動車技術会学術講演会前刷集, 33, 5-8, (2002).
- 3) 田中良幸, 神田龍馬, 武田雄策, 山田直樹, 福庭一志, 正守一郎, 辻敏夫: ステアリング操作における人間の手先インピーダンス特性の解析, 計測自動制御学会論文集, 42(12), 1353-1359, (2006).
- 4) 羽田昌敏, 山田大介, 三浦弘樹, 辻敏夫: 人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システム, 計測自動制御学会, 42(9), 1083-1091, (2006).
- 5) Pennestri, E., Stefanelli, R., Valentini, P.P. and Vita, L.: Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb, Journal of Biomechanics, 40(6), 1350-1361, (2007).
- 6) 久代育生, 小澤明彦, 河井弘之: 操舵感とステアリング特性, Toyota Technical Review, 55(1), 14-19, (2006).
- 7) Delp, S. L. and Loan, J. P.: A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures, Computers in Biology and Medicine, 25(1), 21-34, (1995).
- 8) Zajac, F. E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, Critical Reviews in Biomedical Engineering, 17(4), 359-411, (1989).
- 9) Anderson, F. C. and Pandy, M. G.: Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent, Journal of Biomechanics, 34(2), 153-161, (2001).
- 10) 加藤厚生, 伊藤正美: ヒトの筋の粘弾性変化, バイオメカニズム 11, 213-221, (1992).
- 11) Turvey, M. T.: Dynamic touch, American Psychologist, 51(11), 1134-1152, (1996).
- 12) Uno, Y., Kawato, M. and Suzuki, R.: Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement -minimum torque change model, Biological Cybernetics, 61, 89-101, (1989).

吉田 武司 (よしだ たけし)

2008 年名古屋大学工学部機械・航空工学科卒業。同年名古屋大学大学院工学研究科機械理工学専攻前期博士課程入学, 現在, 在学中。筋骨格モデルを用いた上肢運動の生体力学解析の研究に従事。

Analysis of Steering Operation Using a 3-Dimensional Musculo-Skeletal Model of the Upper Extremities and Evaluation about the Design Parameters of Steering Wheels

Takeshi YOSHIDA¹, Kazunori HASE^{2†}, Goro OBINATA³, Masatoshi HADA⁴

¹ Graduate School of Engineering, Nagoya University

² Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Metropolitan University

³ Eco Topia Science Institute, Nagoya University

⁴ Toyota Central R&D Labs., Inc.

Abstract It is desirable to develop an analytic simulation method of sensuous information like the operational feeling of the steering wheel. The purpose of this study was to evaluate muscle loads in steering wheel operation with respect to the steering wheel design characteristics. A three dimensional upper limb musculoskeletal model was constructed to estimate muscle loads, and the accuracy of this model was verified by comparing the measured EMG with the muscle loads estimated by inverse dynamic analysis. The features of steering wheel design parameters appeared in the muscle load estimation results obtained by applying the proposed method. The result suggested that a common organoleptic evaluation about the design parameters of steering wheels was related to the pattern of muscle loads.

Key Words: Musculo-skeletal model, inverse dynamics, muscle force, steering operation, steering reaction force

Received Mar 5, 2009 Accepted Oct 5, 2009

[†] Kazunori HASE

Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Metropolitan University

1-1 Minami-Osawa, Hachioji, Tokyo, 192-0397 Japan

Email: kazunori.hase@tmu.ac.jp