

## 人体筋骨格数理モデルを用いた自動車の乗り心地解析に関する研究

## - 関節廻りの駆動トルクと筋トルクによる解析 -

日大生産工 ○張 思齊 日大生産工(院) 廣瀬 貴大  
日大生産工 高橋亜佑美 日大生産工 見坐地 一人

## 1. まえがき

近年、自動車の乗心地に対する要求は高まっている。自動車運転時のドライバーの身体に関する筋肉への負担度を定量化することで、乗心地の向上設計に反映することができると考えられる。車両走行時においては、表層筋の筋活性度の測定や官能評価によるものが中心であり、走行時における運転姿勢の筋骨格モデルを作成している研究は少ない。そこで本研究ではまず最初にドライバーの筋骨格数理モデルを構築する。次に、その構築した数理モデルを用いて、異なる走行モードに対し、時間軸上の肩関節周りの駆動トルクと筋肉の筋トルクそれぞれの値から、自動車の車両モードの違いによるドライバーに作用する負担度を定量化し、考察する。

## 2. 解析手法

## 2・1 剛体リンクモデル(骨格モデル)

被検者に反射マーカを貼付しモーションキャプチャカメラを用いて撮影することによってそれぞれの反射マーカ位置座標を3次元位置座標データとして取得できる。取得した3次元座標データをそれぞれラベリングすることで図1に示すような被験者の体格に合った剛体リンクモデルを作成することができる。剛体リンクモデルは、座標定義に基づき各セグメントの姿勢や各関節の角度を算出することができる。尚、本研究の測定では解析ソフトCortex(Motion Analysis社製)を用いる。

## 2・2 筋骨格数理モデル

被検者の体格に合った剛体リンクモデルから図2に示すような被験者の体格にスケールされた筋骨格数理モデルを作成することができる。筋骨格数理モデルは筋繊維と腱組織をまとめた筋腱複合体をモデル化したものをいう。筋腱複合体の中の筋肉は、一般的に主動筋と呼ばれる筋収縮によって能動的に力を発揮する活性収縮要素(CE)と一般的に拮抗筋と呼ばれる筋収縮によって受動的に伸張され、弾性体として力を発揮する並列弾性要素(PEE)を併せ持っている。一方、腱は筋収縮によって受動的に伸張され、弾性体としてのみ力を発揮するため、直列弾性要素(SEE)と呼ばれる要素を持っている。図3にヒルタイプモデルを示す。



Fig.1 Rigid-body-link model Fig.2 Musculoskeletal model

本研究で用いる筋骨格数理モデルは、A.V.HILLにより提案されたHILLタイプモデルを基にF.E.Zajacにより提案されたモデル\*3を用いる。F.E.Zajacにより提案されたモデルは図4のような筋と腱の力学的性質を表現する直列弾性要素の伸張-張力関係、筋肉の長さ-張力関係、筋肉の速度-張力関係を明確に示している。尚、本研究の解析には運動解析ソフトウェアSIMM(Motion Analysis社製)を用いた。

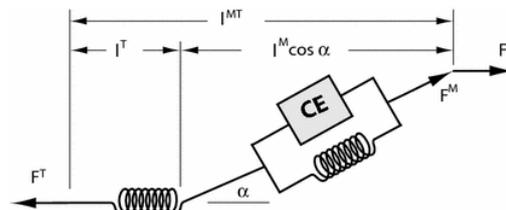


Fig.3 Hill type model

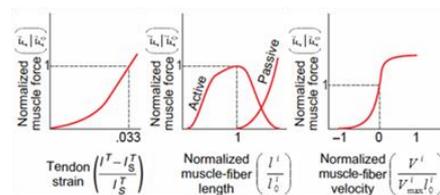


Fig.4 Mechanical property of any muscle and tendon

## 2・3 逆運動学計算

逆運動学計算では、測定した3次元位置座標データと身長・体重等の体格情報から剛体リンクモデルを用いることで各関節角度や各関節まわりの関節トルクを算出することができる。例として膝関節の伸張運動時の模式図を図4に示す。この時、各反射マーカの位置座標から膝関節角度が算出できる

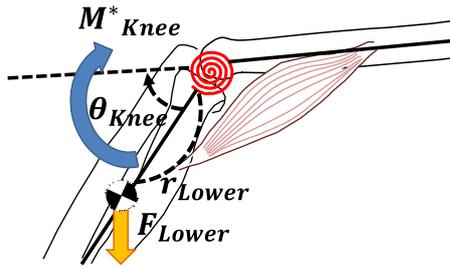


Fig.4 Driving torque around the knee joint

### 2・4 逆動力学計算

逆動力学計算では、筋骨格数理モデルを用いることで、逆運動学計算を行い、算出した各関節トルクから筋活性度を推定し、各関節まわりに働く各筋肉の筋トルクを算出することができる。例として、膝関節の伸展運動時の模式図を図5に示す。

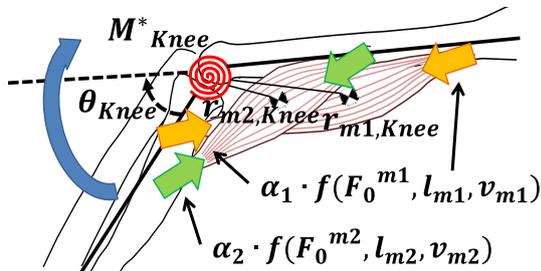


Fig.5 Muscle torque around the knee joint

この時、 $\alpha_i$ は*i*番目の筋肉における筋活性度、 $f(F_0^i, l_i, v_i)$ は2・2で示した*i*番目の筋肉の力学的性質と最大等尺性収縮力の関数、 $r_{i,j}$ は*j*番目の関節まわりに対する*i*番目の筋肉のモーメントアーム長を示している。ここで、*i*番目の筋肉の筋活性度と*i*番目の筋肉の力学的性質の積は*i*番目の筋肉の発揮筋力となり、さらに*i*番目の筋肉のモーメントアーム長との積をとることにより*i*番目の筋肉が*j*番目の関節に作用する筋トルク  $M_{i,j}$  を算出することができる。*i*番目の筋肉の筋トルク  $M_{i,j}$  を算出する式を式(1)に示す。

$$M_{i,j} = \alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i) \cdot r_{i,j} \dots \dots \dots (1)$$

また、*j*番目の関節と逆動力学計算によって算出された*j*番目の関節に対する*i*番目の筋肉の筋トルクの総和が釣り合うことから式(2)が成り立つ。

$$\sum_{i=1}^n (\alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i)) r_{i,j} = M_j^* \dots \dots \dots (2)$$

ここで  $f(F_0^i, l_i, v_i)$ 、 $r_{i,j}$  は既知の値であり、 $\alpha_i$  は未知の値であるため最小二乗法を用いて最適化計算を行うことで*i*番目の筋肉における筋活性度  $\alpha_i$  を推定することができる。尚、表層筋は筋電計を用いることで表面筋電位を測定することができる。測定した筋電位を最大筋力で正規化することで測定した筋肉の筋活性度推定の際のガイドとして用いる。推定した*i*番目の筋肉における筋活性度  $\alpha_i$  を式(1)に適用

することで*i*番目の筋肉の筋トルク  $M_{i,j}$  を算出することができる。

## 3. 測定方法

### 3・1 走行モード

自動車の運転には、車両 sin スラローム(Comfort mode)と車両 sin スラローム(Sport mode)、車両 J ターン(Comfort mode)と車両 J ターン(Sport mode)。車両 sin スラロームの測定は、各走行モードを2回実施し、3周期分測定した。図8.1は、車両ダンパーの特性を示す。図8.2に、車両 sin スラロームの走行モードの車速、舵角、操舵周期の走行条件を示す。図8.3は車両 sin スラロームの走行の様子を示す。

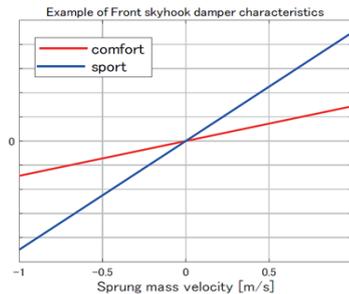


Fig.8.1 Damper characteristics

走行モード	車両モード	車速 [km/h]	舵角 [°]	操舵周期 [Hz]
車両 sin スラローム	Comfort	80	25	0.25
車両 sin スラローム	Sport	80	25	0.25

Fig.8.2 The characteristics of the vehicle damper are shown.

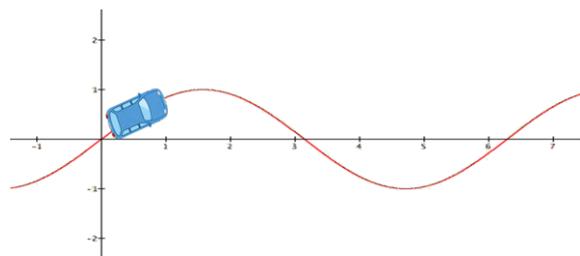


Fig.8.3 Sine curve when looking at the car from the sky

車両 J ターンは旋回路 R30 で各走行モードを2回実施した。図9.1に、車両 J ターンの走行モードの車速、舵角、操舵周期の走行条件を示す。図9.2は車両 J ターンの走行の様子を示す。

走行モード	車両モード	車速 [km/h]	舵角[°]
車両sin スラローム	Comfort	80	旋回路R30
車両sin スラローム	Sport	80	旋回路R30

Fig.9.1 Sine curve when looking at the car from the sky

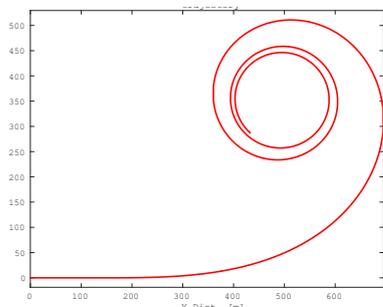


Fig.9.2 J turn when looking at the car from the sky

### 3・2 3次元位置座標データの測定

自動車車室内にモーションキャプチャカメラ6台を設置する。被検者(男性, 31歳, 身長175cm, 体重66kg)の上半身に反射マーカー29点と筋電計6点を貼付し, 静止データの測定を行い, 被験者の体格に合った剛体リンクモデルを作成する。次に, 自動車を運転してもらい動作データの測定を行う。本測定時の概略図を図10に, 作成した剛体リンクモデルを図12aに示す。

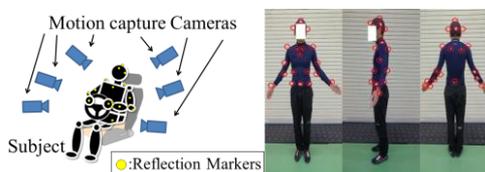


Fig.10 Outline of the measurement setting up

### 3・3 筋肉活性度の測定

モーションキャプチャと同時に6台の筋電計(MQ-Air:キッセイコムテック社製)を左右の胸鎖乳突筋, 三角筋(鎖骨部), 長掌筋に装着し, 筋電位を測定した。各筋肉の作用\*4を基に等尺性最大筋力発揮時の筋電位を測定し, 自動車走行時に測定した筋電位を正規化した。本測定時の概略図を図11に示す。



Fig.11 Outline of EMG equipment setting up

## 4. 数理モデルの作成

### 4・1 筋骨格数理モデルの構築

作成した剛体リンクモデルと筋電位の測定によって算出した筋活性度から図12bの様な被験者の体格にスケールされた上半身筋骨格数理モデルを構築した。

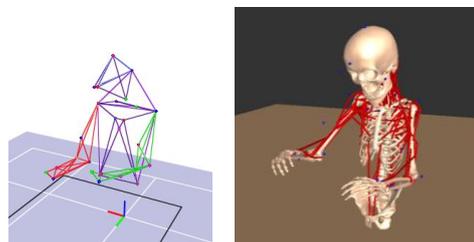


Fig.12 Model scaled to physique of the subject  
a(left):Rigid-link model, b(right): Musculoskeletal model

### 4・2 精度検証

図13の精度検証で示す精度検証は, 肩関節の回旋時において, 逆運動学計算によって算出された肩関節トルクと逆動力学計算によって算出された肩関節に関する各筋肉の駆動トルクの総和を比較した結果である。比較結果から駆動トルクの値の差は生じたものの, 時間軸上における駆動トルクの傾向は一致することを示す。

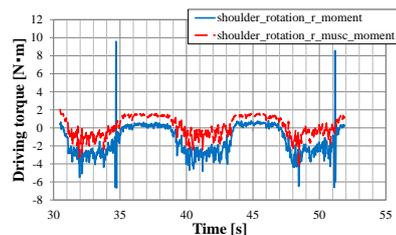


Fig.13 Torques rotation on right shoulder joint

## 5. 実験結果

### 5・1 sinスラローム走行

車両sinスラローム走行で, 代表的な左肩関節の関節角度を図14に示す。その関節の関節トルク, comfortモード走行とsportモード走行の筋トルクの総和は図15に示す。左肩関節に関する三角筋の筋トルクを図16に示す。

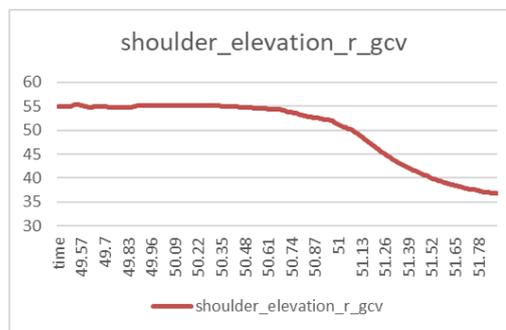


Fig.14 angel of shoulder elevation of left hand with sin slalom

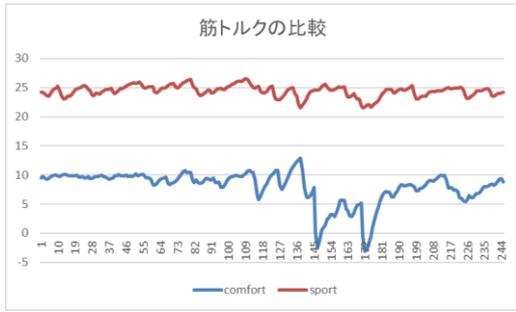


Fig.15 total of muscle torque on shoulder elevation of left hand sin slalom

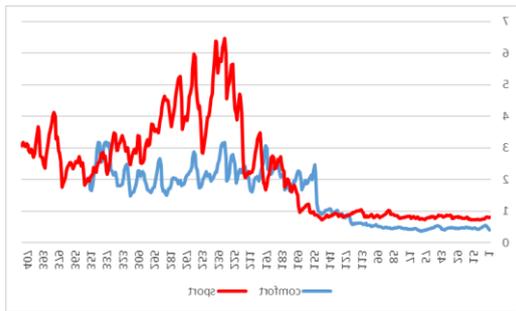


Fig.16 muscle torque of deltoid1 of shoulder elevation of left hand sin slalom

筋肉が筋力を出し、腱組織で接触の関節にモーメントを発生し、関節の角度も変わる。図14に関節角度の変化と共に、図15より筋トルクも激しい変化が発生した。車両sinスラローム走行のComfortモードはsportモードより激しい挙動を示している。車両sinスラローム走行ではsportモードのダンパー特性のロール量はcomfortモードのダンパーより少ないことから、激しい挙動を見られなかった。以上よりsportモードはより安定な走行ができると考えられる。

### 5・2 Jターン走行

comfortモード車両Jターン走行で、代表的な肩関節の関節角度を図17に示す。その関節の関節トルク、comfortモード走行とsportモード走行の筋トルクの総和は図18に示す。左肩関節に関する三角筋の筋トルクを図19に示す。



Fig.17 angel of shoulder elevation of right hand with J turn.



Fig.18 joint torque and muscle torque of shoulder elevation right with J turn. Blue for joint torque and red for muscle torque.

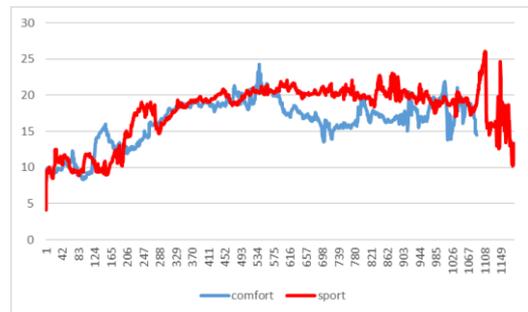


Fig.19 muscle torque of deltoid1 of shoulder elevation of left hand J turn.

図18より車両Jターン走行で筋肉はほぼ同じように筋トルクを発生しているが、ハンドルを初めて右操舵時とハンドルを一定の角度を維持する時はsportモードの方がよりいい収束表現ができる。

## 6. まとめ

本研究で以下のような結果が得られた。

1. モーションキャプチャシステムを実走行中の自動車に用いることで、運転時のドライバーの筋骨格数理モデルを構築することができた。
2. 構築した筋骨格モデルの精度が高く、人の動作の激しさに反応できると考えられる。
3. この構築した筋骨格数理モデルを解析することにより、車両sinスラローム走行と車両Jターン走行両方ともダンパー特性による走行モードの違いでドライバーへの負担が異なることが分かった。
4. 肩関節にかかる負担として、車両sinスラローム走行と車両Jターン走行の解析結果から、sportsモードの方がComfortモードより安定した走行が出来ていると考えられる。

これらの研究成果はロールフィール等の人が感じるフィールを改善する車作の一助になると考えられる。

## 7. 参考文献

- 1) 岡本裕司, 筋電位測定による自動車の乗り心地評価, 東京大学生産技術研究所 生産研究, 2010, Vol.62 ,No3, p267-270
- 2) Zajac, F.E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In: Bourne, J.R. (Ed.), CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering., Vol. 19. CRC Press, Boca Raton ,1989, pp359-411.