仰臥位搬送時の遠心加速度による背面荷重変動のモデル化*

小野 貴彦^{*1}, 今田 涼太^{*2}

Modeling of Load Variation on the Back of Supine Persons Induced by Centrifugal Acceleration during Transportation by Ground Vehicles

Takahiko ONO^{*1} and Ryota IMADA

^{*1} Graduate School of Information Sciences, Hiroshima City University
3-4-1, Ohzuka-higashi, Asaminami-ku, Hiroshima, 731-3194, Japan

The purpose of this paper is to make a model for estimating a load variation on the back of supine persons which is induced by centrifugal acceleration during transportation by ground vehicles. First, the transportation experiment was conducted for 19 healthy subjects with normal body weight. A minivan without seats was used as an experimental car. In the experiment, the subject lied on the back in the center of the car with his/her eyes covered by an eye mask and the car ran about 820 meters in the range of lateral acceleration from -3 to 3 meters per second squared. At a sampling frequency of 100 Hz, the lateral acceleration acting on the supine subject was measured with an accelerometer and the vertical load acting on the scapula of the subject was measured with a load sensor. From the measured data, it was found that the vertical load variation was proportional approximately to the lateral acceleration. In response to this result, the model to estimate the vertical load variation was constructed as a linear system composed of a first-order lag filter, which eliminates high-frequency noises from the acceleration data, and a proportional gain, which converts the acceleration to the load variation.

Key Words : Modeling, Human Dynamics, Automobile, Acceleration, Load Variation, Supine Position

1. は じ め に

救急車や寝台自動車による仰臥位姿勢での搬送では、運転手の運転操作（アクセル・ブレーキ・ハンドル操作）に伴って、被搬送者の血圧が変動したり、身体が動揺する。被搬送者の意識レベルが高い場合には、これらの副次的な作用として不快感も生じ、揺られ続けた場合には、動揺病を発症することもある⁽¹⁾。仰臥位で搬送される対象の多くが、病人や高齢者といった体力や身体機能が低下した人であることを考えれば、運転操作に起因するこれらの影響を軽減することは、安心安全な搬送業務・サービスを実現する上で重要な課題である。

上述の血圧変動や身体の動揺等は、直接的には、車両の運動に伴って生じる加速度により誘発される。このような理由からか、運転操作由来の影響を評価する場合には、ブレーキペダルの踏込量やハンドル舵角量といった運転操作量との関係を論ずることはせず、直接的な要因である加速度との関係を評価することが多い。ISO 2631-1⁽²⁾では、周波数補正加速度実効値を用いて、人体振動の観点から乗り心地を評価する方法を与えている。Vogel ら⁽³⁾は、車両の発進停止の繰り返しで発症する動揺病の重症度を、仰臥位と座位の場合で比較した。また、佐川ら⁽⁴⁾は、車両減速時の加速度と血圧との関係に焦点を当て、加速度から血圧変動量を推定するモデルを与えた。一方、遠心加速度による影響として、山岸ら⁽⁵⁾⁽⁶⁾は、旋回時の乗り心地や頭頸部の動揺との関係を考察した。遠心加速度による影響としては、これ以外にも背面圧迫がある。これは、身体が左右に動揺する際に起こる後背面とストレッチャーマットとの接触圧の増加によるものであるが、とりわけ筋骨格を損傷している場合は痛みの要因とな

* 原稿受付 2011 年 11 月 7 日

^{*1} 正員, 広島市立大学大学院情報科学研究科 (〒731-3194 広島県広島市安佐南区大塚東 3-4-1)

^{*2} 広島市立大学情報科学部 (現 中外テクノス(株))

E-mail: ono@hiroshima-cu.ac.jp

Fig. 1 Schematic view of inside of the car

Fig. 2 Load sensor unit (The upper board is removed in this figure.)

る．よって，背面圧迫は，身体的負荷を評価する重要な指標と言えよう．しかし，これについて論じた学術報告は見当たらない．遠心加速度は，進路を変更する直前のブレーキ操作やハンドル操作によってある程度は制御できる．したがって，遠心加速度と背面圧迫の関係を定量的に明らかにできれば，単に加速度から背面の圧迫度が推測できるだけでなく，背面圧迫という観点から運転の適正さを評価することも可能となり，運転手の安全性に対する意識の改革，向上にも貢献できると考えられる．

そこで本論文では，仰臥位搬送時に，運転操作由来の遠心加速度が引き起こす被搬送者の背面圧迫を定量的に評価することを目的とし，被搬送者の肩甲骨近傍にかかる垂直荷重の変動量を背面の圧迫度を測る指標として用いて，加速度情報から，この変動量を再現するモデルを構築する．ただし，背面荷重の変化の仕方は，体格や体脂肪率によって大きく異なると予想されることから，日本肥満学会の肥満の判定基準により，普通体重として分類される BMI (Body Mass Index) が 18.5 以上から 25.0 未満の被搬送者に限定して考える．一方，背面の圧迫度は，被搬送者の覚醒度や腕力に応じて異なると予想される．覚醒度が高く，腕力があれば，肘を使って荷重を分散させることができるため，背面に荷重が集中することを回避できようが，重篤な傷病者のように覚醒度が低い場合，あるいは高齢者のように十分な腕力がなければ，そのような動作を取ることができない．そこで，背面へのより強い圧迫が予想される後者の搬送を想定し，全身が脱力した状態で背面にかかる垂直荷重の変動量をモデル化する．

本論文の構成は，以下の通りである．第 2 節では，実験車両を用いた背面荷重測定実験の方法を説明した後，実験データから，被搬送者の横方向にかかる加速度と背面にかかる垂直荷重の変動量との関係を考察する．第 3 節では，横加速度と垂直荷重変動量を対応付けるモデルを構築する．第 4 節で考察を行い，第 5 節で本論文をまとめる．

2. 実 験

車両の加速度と背面圧迫との関係を調べるために，被験者による走行実験を行った．本節では，その方法と実験結果を示す．

2.1 実験方法

実験車両として，後部座席を取り外したワンボックスカー（トヨタ自動車，ハイエース）を使用した．被験者は，普通体重の健常な成人 19 名である．実験では，図 1 のように被験者はアイマスクを付け，車両の後部中央で仰臥位になる．走行中は常に全身の力を抜くように指示した．アイマスクを着用した理由は，被験者が視覚情報から反射的に腕を使って，身体を安定させる動作をとらせないようにするため，また，視線が頻繁に移動すること

Fig. 3 Load acting on the back of the subject

Fig. 4 Experimental course

で、乗り物酔いを起こすことを防止するためである。通常、仰臥位での搬送では、横滑りを防止するために、凹型マットやサイドバーを装着したストレッチャーを使用するが、本実験ではマットは平坦なものを用い、サイドバー等の横滑り防止器具は使用しなかった。

加速度は、被験者の頭部付近に設置した加速度センサ（クロスボー、CXL01LF3）にて、図 1 に示す直交座標系で定義される横加速度 a_y [m/s²] を、サンプリング周波数 100 Hz で測定した。加速度センサは床面に固定されているので、 a_y には、遠心加速度に加えて、道路の傾斜に起因する重力加速度成分や車両のロール・ピッチ・ヨー運動で生じる加速度、路面の凹凸やエンジンの振動に起因する振動加速度も含まれる。一方、背面荷重は、圧電フィルムを荷重検出素子とするセンサ（計測サポート、直径 5 cm、厚さ 5 mm の円形）を用いて測定した。図 2 に、荷重測定装置の概略図を示す。横揺れによって、肩甲骨付近が最も圧迫圧が高くなると予想し、この圧変化を捉えるために、左右の肩甲骨の近傍に荷重センサ（図 2 の Sensor 1 と Sensor 2）を設置した。これと同じセンサを左右の肘の下にも設置し、合計 4 個の荷重センサを 2 枚のアルミの平板（一辺 50 cm、厚さ 5 mm）で挟み、平板の四隅を軽くネジ止めして使用した。本論文では、4 個あるセンサのうち、Sensor 1 と Sensor 2 で計測されるデータのみを用いて、背面荷重を評価する。この装置を用いた場合、背面にかかる分布荷重が測定されるのではなく、図 3 が示すように、荷重センサにかかる集中荷重の鉛直方向成分が測定されることとなる。

実験は、図 4 に示す大学構内のアスファルト舗装されたコースで実施した。図中の①から⑤の閉区間は、ほぼ平坦である。⑤から⑦の閉区間は、⑦を最下点として傾斜しており、その傾斜角はおよそ 3 度である。①と③の灰色の箇所には、高さが約 2 cm の段差がある。実験では、1 つのカーブにつき、右回りと左回りで 2 回ずつ通過するように周回した。1 回あたりの走行距離は、約 820 m である。救急車の横加速度の最大が 2 m/s² 程度であることを考慮し⁽⁷⁾、 $|a_y|$ の最大値が、それよりもやや大きめの 3 m/s² 程度となるように走行した。以上の条件で、被験者 1 人につき実験を 3 回実施した。

なお、上記の実験を実施するにあたり、被験者には、実験の主旨と内容を口頭および書面にて説明し、同意の署名を得た上で行った。

2.2 実験結果

実験終了後に、荷重センサごとにセンサ出力を較正し、時刻 t における背面荷重の変動量 $\Delta f_i(t)$ [N] を式 (1) によって求めた。

$$\Delta f_i(t) := f_i(t) - f_i^0 \quad (i = 1, 2) \quad (1)$$

ここで、 $\Delta f_1(t)$ と $\Delta f_2(t)$ は、それぞれ左側と右側の肩甲骨下の背面荷重の変動量を表す。 $f_i(t)$ は、センサ出力から得られた背面荷重である。また、 f_i^0 は、車両が水平な位置で停止しており、かつ被験者が安静にしている状態で測定される発進直前の 45 秒間の f_i の平均値である。式 (1) の $\Delta f_i(t)$ の符号は、安静時よりも荷重がかかったとき、つまり、背面が圧迫されたときに正となるように定義した。本論文では、式 (1) を背面の圧迫度を測る指標として用いる。

Fig. 5 Lateral acceleration

Fig. 6 Load variation on the left scapula

Fig. 7 Load variation on both the scapulae

図5から図7に、実験結果の一例を示す。図5が横加速度の時間履歴、図6がSensor 1から求めた背面荷重変動量の時間履歴を表している。これらの図において、青線で示す a_y と Δf_1 は測定値を表している。赤線で示す $\bar{a}_y$ と $\Delta \bar{f}_1$ は、カットオフ周波数0.5 Hzのゼロ位相ローパスフィルタを用いて高周波数成分を除去した平滑化データである。図5における丸付き数字は、図4の丸付き数字に対応しており、実験コース内のおおよその位置を表している。また、図7は、上記と同じゼロ位相ローパスフィルタを用いて、 Δf_1 と Δf_2 を平滑化したデータを同時に示した図である。この実験では、時刻 $t < 0$ では、車両は水平な場所①で停止しており、被験者は安静にしていた。 $t = 0$ で発進して、コースを周回し、 $t = 180$ で出発位置①に戻って停止した。図5において、 a_y がインパルス状に急激に変化している箇所があるが、これは段差を越えた時に生じた衝撃によるものである。この衝撃の影響は、図6の Δf_1 が示すように背面荷重にも現れている。

図5の a_y には、道路の段差、路面の凹凸、エンジンなどの振動による高周波数成分が含まれているが、これらは、運転操作とは直接は関係のない加速度成分である。運転操作の直接的な結果として生じた加速度成分は、遠心加速度を主体とした低周波数成分であろう。これにより誘発された背面荷重変動量も、これと同じ低周波数の変動成分が主体であると考えられる。そこで、図5と図6の赤線を比較して、 $\bar{a}_y$ と $\Delta \bar{f}_1$ の関係をみると、 $\Delta \bar{f}_1$ が

Fig. 8 Block diagram of a model of load variation

Fig. 9 Simple model to constant lateral acceleration

$\bar{a}_y$ に対して比例的に変化したことがわかる．一方，図 7 より， $\Delta \bar{f}_1$ と $\Delta \bar{f}_2$ の関係を見ると，両者は互いに反転しながら変化したことがわかった．他の実験でも，これと同様な結果が得られた．

3. 背面荷重変動のモデリング

運転操作の直接的な結果として生じた $\bar{a}_y$ と $\Delta \bar{f}_i$ が，概ね，比例的な関係にあったことを踏まえ，図 8 に示すような， a_y から $\Delta \bar{f}_i$ の推定値 $\Delta \bar{f}_i^*$ を出力するモデルを構築する．ここで， F は， a_y から運転操作由来の低周波数成分 $\bar{a}_y$ を抽出するためのローパスフィルタである． $h_i(\bar{a}_y)$ ($i = 1, 2$) は， $\bar{a}_y$ を $\Delta \bar{f}_i^*$ に変換するための関数である．

3.1 静的モデルを用いた $h_i(\bar{a}_y)$ の推察

まず，車両が水平な路面を一定の旋回半径で等速走行しており，被搬送者が一定な遠心加速度 a を受けている状況を考え，力とモーメントの静的な釣り合い条件から $h_i(\bar{a}_y)$ の構造を理論的に推察してみる．一般に，仰臥位の状態では遠心力を受けると，背面の体組織が変形して体重心がずれる．ここでは，その変形層の厚さを無視し，被搬送者を長方形の剛体として単純化して考える．図 9 は，この仮定の下で，車内から被搬送者を頭頂方向から見た図である．遠心力の作用により，体重心 O が荷重センサ間の中心から d だけ左にずれた状態を表している．図中の各記号は，次の通りである．

- M : 荷重測定装置上の被搬送者の質量
- g : 重力加速度
- θ_r : 車体のロール角
- a : 遠心方向に作用する加速度 ($a = a_y / \cos \theta_r - g \tan \theta_r$)
- d : 後背面の体組織の変形による体重心の横ずれ幅
- L : 被搬送者の肩幅
- L_1 : 荷重センサ間の距離
- H : 被搬送者の胸厚
- B : 点 O から点 C までの距離
- θ : 点 O と点 C を結ぶ直線と荷重測定装置の上面がなす角度

まず，荷重測定装置の上面に対して鉛直方向の力のつり合いから，式 (2) が得られる．

$$f_1 + f_2 + M \sin \theta_r - Mg \cos \theta_r = 0 \quad (2)$$

一方，点 C 周りのモーメントのつり合いから，次式が得られる．

$$M \sin(\theta + \theta_r) \cdot B - Mg \cos(\theta + \theta_r) \cdot B + f_1 \cdot \left(\frac{L - L_1}{2} + d \right) + f_2 \cdot \left(\frac{L + L_1}{2} + d \right) = 0 \quad (3)$$

式 (3) において， $\sin(\theta + \theta_r)$ と $\cos(\theta + \theta_r)$ を加法定理を用いて展開した後，式 (2) と $\sin \theta \cdot B = H/2$ ， $\cos \theta \cdot B = L/2$

を用いて、式 (3) から f_2 を消去すると、 f_1 が次のように導かれる。

$$f_1 = \frac{Ma}{2L_1} [H \cos \theta_r - (L_1 + 2d) \sin \theta_r] + \frac{Mg}{2L_1} [H \sin \theta_r + (L_1 + 2d) \cos \theta_r] \quad (4)$$

背面荷重変動量 Δf_i は、式 (1) で定義され、かつ $f_1^0 = f_2^0 = Mg/2$ であるから、

$$\Delta f_1 = \frac{Ma}{2L_1} [H \cos \theta_r - (L_1 + 2d) \sin \theta_r] + \frac{Mg}{2L_1} [H \sin \theta_r + (L_1 + 2d) \cos \theta_r - L_1] \quad (5)$$

さて、車両が一定な遠心加速度を受けて走行している場合は、車両のロール角 θ_r は、 a で比例近似できる⁽⁸⁾。

$$\theta_r \simeq k_r a \quad (6)$$

ここで、 k_r は比例定数であり、前後輪のサスペンションのロール剛性、車両重量、車両重心点とロール軸間距離により決まる。また、背面の体組織の変形による横ずれ d は、次に示す変位飽和型の荷重－変位特性を持つ非線形ばねとしてモデル化できると仮定する。

$$d = \begin{cases} d_0 \operatorname{sgn}(Ma_y) & (|Ma_y| > Ma_{y0}) \\ k_d Ma_y & (|Ma_y| \leq Ma_{y0}) \end{cases} \quad (7)$$

ここで、 d_0 、 k_d 、 a_{y0} は正の定数である。ここでは、 $d = k_d Ma_y$ が成立する範囲で議論を進める。 θ_r が小さいと仮定すると、 $\sin \theta_r \simeq \theta_r$ 、 $\cos \theta_r \simeq 1$ であるから、 $a = a_y / \cos \theta_r - g \tan \theta_r \simeq a_y - g \theta_r$ 。これを式 (6) に代入して整理すると、 $\theta_r \simeq k_r a_y / (1 + k_r g)$ 。この θ_r の近似式と $d = k_d Ma_y$ を式 (5) に代入して整理すると、次式を得る。

$$\Delta f_1 \simeq c_1 a_y + c_2 a_y^2 + c_3 a_y^3 \quad (8)$$

式 (8) の各係数は、次の通りである。

$$c_1 = \frac{M(H + 2Mk_d g)}{2L_1}, \quad c_2 = -\frac{Mk_r}{2(1 + k_r g)}, \quad c_3 = -\frac{M^2 k_d k_r}{L_1(1 + k_r g)} \quad (9)$$

同様の手順で、 Δf_2 を求めると、次式を得る。

$$\Delta f_2 \simeq -c_1 a_y + c_2 a_y^2 - c_3 a_y^3 \quad (10)$$

これより、一定な遠心加速度を受け、 $d = k_d Ma_y$ が成立する範囲内では、 Δf_i は a_y の 3 次式で評価できることがわかる。式 (8) と式 (10) を比較すれば、 Δf_1 と Δf_2 は、 $c_2 a_y^2$ を中心にして、互いに形状反転することもわかる。 $c_2 a_y^2 \leq 0$ であることから、反転中心は $\Delta f_i \leq 0$ の領域にある。実際、図 7 を見ると、反転中心が $\Delta f_i \leq 0$ の領域にあることが確認できる。これは、車体がロールすることで起こる現象である。

次に、式 (8)(10) で示される Δf_i の右辺の各項が、式全体に対して、どの程度寄与するか見る。仮に、各変数の値を次のように設定する。

$$M = 20.0, \quad H = 0.15, \quad L_1 = 0.2, \quad k_r = 0.035, \quad k_d = 0.001 \quad (11)$$

これらの値を式 (8)(10) に代入すると、 Δf_1 と Δf_2 は以下ようになる。

$$\begin{aligned} \Delta f_1 &\simeq 27.11 a_y - 0.26 a_y^2 - 0.05 a_y^3 \\ \Delta f_2 &\simeq -27.11 a_y - 0.26 a_y^2 + 0.05 a_y^3 \end{aligned} \quad (12)$$

救急車の横加速度の最大が 2 m/s^2 程度であることを考えれば、 a_y の 1 次の項の寄与率が高いことがわかる。式 (12) の右辺が $h_i(\bar{a}_y)$ に相当しているので、 $h_i(\bar{a}_y)$ は $\bar{a}_y$ の比例式で十分に近似できると推察される。

Fig. 10 Simulation result for Subject No. 13

3.2 パラメータ同定

前節の $h_i(\bar{a}_y)$ の推察結果を踏まえて、実測値 $\Delta\bar{f}_1$ とモデル出力 $\Delta\bar{f}_1^*$ が、できるだけ一致するように F と $h_i(\bar{a}_y)$ を決定する。図 5 と図 6 の赤線を比較すると、 $\bar{a}_y$ に対して、 $\Delta\bar{f}_1$ が若干遅れて変化していた。そこで、 F をカットオフ周波数以下の周波数成分を時間的に一律に遅らせるベッセル型ローパスフィルタとして設計することで、この時間差の再現も試みる。一方、 $h_i(\bar{a}_y)$ は、式 (12) において、 a_y の 1 次の項の寄与率が高いことを考慮して、

$$h_i(\bar{a}_y) = \alpha \bar{a}_y \quad (\alpha : \text{定数}) \quad (13)$$

と与える。ベッセルフィルタの次数を n 、カットオフ周波数を f_c [Hz] とすると、モデルの決定変数は (n, f_c, α) となる。なお、 $h_1(\bar{a}_y)$ を式 (13) で与えた場合、式 (8)(10) を考慮すれば、 $h_2(\bar{a}_y) = -\alpha \bar{a}_y$ とおけばよいであろう。よって、 $\Delta\bar{f}_1$ を再現するモデルのみを考える。

1 走行分の実験データにつき、 n を 1 から 6 まで変化させ、かつ f_c を 0.1 Hz から 2.0 Hz まで 0.1 Hz 刻みで変化させながら F を設計し、それぞれの F に対して、 $\Delta\bar{f}_1$ と $\Delta\bar{f}_1^*$ の累積二乗誤差 (ASE) を最小にするように α を最小二乗法で決定した。被験者 1 人につき 3 走行分の実験データがあるので、それぞれのデータに対してモデルパラメータを導出した。最終的には、ASE をデータ長で除した値を最小にする (n, f_c, α) を、その被験者のモデルパラメータとして採用した。設計の結果、 F に関しては、その次数を様々に変えてみたが、いずれの被験者に対しても、1 次のフィルタとして与えるのが最良という結果になった。この場合、 F は 1 次遅れフィルタとなる。また、 $\Delta\bar{f}_1$ と $\Delta\bar{f}_1^*$ の同期率を見るために、両者の相関係数 R を求めたところ、1 人の被験者のモデルを除いて、0.98 前後となった。

図 10 に、被験者 No.13 に対して、設計したモデルで $\Delta\bar{f}_1$ を推定した数値シミュレーションの結果を示す。使用したモデルのパラメータの値は、 $(n, f_c, \alpha) = (1, 0.4, 25.46)$ である。図中の青線は、実測値の $\Delta\bar{f}_1$ を示す。これは、図 6 の赤線が示す $\Delta\bar{f}_1$ と同じである。一方、図中の赤線は、図 5 の青線が示す a_y をモデルに代入して求めた推定値 $\Delta\bar{f}_1^*$ を表す。この結果から、モデルにより $\Delta\bar{f}_1$ を精度よく再現できることがわかる。 R が 0.98 前後となる他の被験者のモデルでも、 $\Delta\bar{f}_1$ の再現精度は、図 10 と同程度であった。

さて、 F は 1 次遅れフィルタとして設計されたので、図 8 のモデルは、線形時不変 1 次系となる。よって、モデルを伝達関数として表記することが可能となり、 a_y から $\Delta\bar{f}_1^*$ を出力するモデルの伝達関数を $G_1(s)$ とすれば、次のようになる。

$$G_1(s) = \frac{\alpha}{1 + Ts} \quad (T : \text{時定数}) \quad (14)$$

各被験者に対して求めた式 (14) のモデルパラメータの設計値を、表 1 にまとめる。表には、 R の値と被験者の身体情報も併せて記載した。 H [cm] は身長、 W [kg] は体重、 $BMI = 10000W/H^2$ である。

なお、式 (8) を考慮すれば、 $h_1(\bar{a}_y) = \alpha_1 \bar{a}_y + \alpha_2 \bar{a}_y^2 + \alpha_3 \bar{a}_y^3$ において、モデルを設計することも考えられる。この場合、 α_2 が負の値として与えられれば、図 7 のように、 $\Delta\bar{f}_1$ と $\Delta\bar{f}_2$ の反転中心が負側に現れる現象をモデルで再現できる。そこで、 $h_1(\bar{a}_y)$ を $\bar{a}_y$ の 3 次式として与え、上記と同様な手順でモデルを設計したところ、約半数の被

Table 1 Model parameters and physical information of the subjects

Subject No.	T	α	R	H	W	BMI
1	0.53	16.86	0.98	173.5	57.0	18.9
2	0.53	18.92	0.98	166.5	53.0	19.1
3	0.80	16.00	0.97	158.0	48.0	19.2
4	0.53	14.25	0.98	175.0	60.0	19.6
5	0.53	19.81	0.98	168.0	58.0	20.5
6	0.53	17.82	0.97	160.5	53.0	20.6
7	0.53	23.16	0.98	165.0	56.0	20.6
8	0.53	20.39	0.98	173.0	62.0	20.7
9	0.80	19.17	0.98	159.0	53.5	21.2
10	0.80	21.74	0.98	173.0	64.0	21.2
11	0.40	23.34	0.98	175.0	65.0	21.2
12	0.80	18.31	0.98	171.0	63.0	21.5
13	0.40	25.46	0.98	169.5	62.0	21.6
14	0.80	21.74	0.98	177.0	68.0	21.7
15	0.14	14.50	0.94	163.2	58.5	22.0
16	0.32	22.71	0.98	165.0	60.0	22.0
17	0.32	17.29	0.98	170.0	64.0	22.1
18	0.53	25.09	0.99	169.5	67.5	23.5
19	0.80	30.38	0.98	163.0	65.0	24.5

験者のモデルに対してのみ $\alpha_2 < 0$ として設計され、その推定精度は式 (14) のモデルとほぼ同じであった。そのため、本論文では、その設計結果は省略し、モデル構造がより単純な式 (14) のみの結果を示した。

4. 考 察

前節の結果から、背面荷重変動量が横加速度で比例近似できることがわかった。横加速度は、運転手が自分自身の体の揺れ方から体感できるので、この結果は、運転手が被搬送者の背面圧迫度を容易に推測できるという意味において有益である。ただし、横加速度は、背面の垂直方向に荷重をかけるだけでなく、背面とストレッチャマットとの摩擦による剪断力も生じさせる。よって、背面にかかる抗力を考えた場合、抗力は横加速度に比例する以上に大きくかかることとなる。また、剪断力は、後背面の皮膚を伸張させる。身体の損傷等により安静な状態を保つことが望ましい人、あるいは体力や身体機能が低下している人にとっては、背面圧迫や皮膚の伸張は負担となろう。したがって、特に、病人や高齢者の搬送では、運転手は自身が体感する横加速度以上に、被搬送者には負担がかかっていると考えるべきであろう。

本論文では、 $|a_y|$ の最大値が 3 m/s^2 程度となるように走行実験を行い、その結果に基づいて背面荷重変動のモデリングを行ったが、このような実験とは別に、 $|a_y|$ が 3 m/s^2 を頻繁に超えるような実験も予備的に行っている。その場合、被験者の中には、体が横に滑ってしまうことがあった。したがって、本論文で示したモデルは、概ね $|a_y| < 3$ の範囲内で適用できるものであり、 $|a_y|$ が頻繁に 3 m/s^2 を超えるような荒い運転の場合には、適用できない点に注意する。

5. お わ り に

運転操作由来の遠心加速度が引き起こす背面荷重変動のモデル化を行った。まず、普通体重の健常な被験者 19 名に対して、仰臥位で全身を脱力させた状態で走行実験を行い、横加速度と被験者の肩胛骨近傍に作用する垂直

方向の集中荷重を測定した。車両が停止している状態の背面荷重を基準値とし、その基準値からの変動量を背面荷重変動量として求めた結果、横加速度の低周波数成分に対して、比例的に変化することがわかった。これを踏まえて、背面荷重変動を模擬するモデルを、ローパスフィルタと比例ゲインからなるモデルとして構築した。多くの被験者に対して、単純な 1 次系のモデルで推定できる結果となった。このモデルは、力学的特性に基づいて構築されているので、被搬送者が脱力状態にあれば、健康状態や心理状態に影響されることなく適用できる。その応用としては、例えば、背面圧迫の観点から、救急搬送患者にかかる身体負荷の実態予測シミュレーションや、運転技能を客観的に評価^{(9)~(12)}するための指標モデルとしての活用が考えられる。

本論文では、背面にかかる垂直荷重変動を身体負荷と捉えて評価したが、剪断力による皮膚の伸張も不快と感じることがある。安心安全な搬送業務・サービスを実現するためには、遠心加速度とこの剪断力との関係を明らかにすることも重要であろう。また、本論文では対象としなかった低体重や肥満の被搬送者に対する評価も必要であろう。これらの点については、今後の課題としたい。

謝 辞

本研究は、広島市立大学特定研究費で実施した。ここに感謝の意を表する。

文 献

- (1) 平柳要, “乗り物酔い(動揺病)研究の現状と今後の展望”, 人間工学, Vol. 42, No. 3 (2006), pp. 200-211.
- (2) Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration - Part 1: General requirements, ISO 2631-1 (1997).
- (3) Vogel, H., Kohlhaas, R., von Baumgarten, R.J., “Dependence of Motion Sickness in Automobiles on the Direction of Linear Acceleration”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 48, No. 3 (1982), pp. 399-405.
- (4) 佐川貢一, 高橋隆行, 猪岡光, 猪岡英二, “救急車の減速時に現れる血圧変動のモデル化”, 医用電子と生体工学, Vol. 31, No. 2 (1993), pp. 183-190.
- (5) 山岸義忠, 猪岡光, 王鋒, “車輛旋回時の乗り心地についての研究”, 人間工学, Vol. 39, No. 4 (2003), pp. 162-168.
- (6) 山岸義忠, 猪岡光, “仰臥位搬送時の頭頸部動揺とアクティブ制御ベッドの効果”, 人間工学, Vol. 40, No. 5 (2004), pp. 248-253.
- (7) 小野貴彦, 猪岡光, “アクティブ制御ベッドによる救急車の乗り心地改善予測”, 人間工学, Vol. 41, No. 5 (2005), pp. 306-313.
- (8) 安部正人, 自動車の運動と制御—車両運動力学の理論形成と応用 (2008), 東京電機大学出版局
- (9) 王鋒, 佐川貢一, 石原正, 猪岡光, “乗り心地向上を目的とする自動車運転支援システム”, 電気学会論文誌 D, Vol. 122, No. 7 (2002), pp. 730-735.
- (10) 山岸義忠, 猪岡光, “乗り心地改善を目指した運転支援システム”, 自動車技術会論文集, Vol. 36, No. 1 (2005), pp. 241-246.
- (11) 猪岡光, “乗心地向上を目指した運転支援システムとアクティブ制御ベッド”, 自動車技術, Vol. 60, No. 7 (2006), pp. 56-61.
- (12) 消防自動車安全運行研究会, 消防自動車の運転・操作マニュアル, 2 訂版 (2007), 東京法令出版