

# 車いすドライバーにおける自動車運転時の頭部位置変化と 上肢筋負荷に関する研究

池田 宏史<sup>(1)</sup> (h-ikeda@osa.att.ne.jp)  
 廣瀬 浩昭<sup>(2)</sup>・三星 昭宏<sup>(1)</sup>  
 [(<sup>(1)</sup> 近畿大学・<sup>(2)</sup> 社団法人松原市医師会)]

Study of movements of the head and muscle load of the shoulders and lower arms in driving for wheelchair drivers

Hiroshi Ikeda<sup>(1)</sup>, Hiroaki Hirose<sup>(2)</sup>, Akihiro Mihoshi<sup>(3)</sup>

<sup>(1)</sup> Interdisciplinary Graduate School of Science and Technology, Kinki University, Japan

<sup>(2)</sup> Matsubara Medical Association, Japan

<sup>(3)</sup> Faculty of Civil Engineering, Kinki University, Japan

## Abstract

When wheelchair users drive a vehicle, they have to use driving support equipment to compensate for their disability. Also, the drivers are forced to match themselves to the vehicle. For safety improvement, it is important that the driving environment is streamlined in regard to physical function. The purpose of this research is to understand the operational characteristics and physical conditions of wheelchair users when driving, and to study the driving environment in order to reduce driving load. In this research, movements of the head and muscle load of the shoulders and lower arms were analyzed while driving on curves, and the compatibility for wheelchair users on a driving environment, which was basically designed for physically unimpaired people, was studied. As a result, it was found that around the end of the curve, the balance between centrifugal force and maintaining body posture collapsed and, therefore, the body balance became unstable. In this situation, the steering operation is affected and, consequently, there is a risk of the vehicle swerving. Also, the acceleration-break lever or steering wheel was used to maintain body balance, so it became difficult to adjust operation of the vehicle, and it also became difficult to drive along the correct course of the road.

## Key words

wheelchair driver, vehicle, driving seat, three-dimensional motion analysis, electromyogram

## 1. はじめに

我が国では、ノーマライゼーションの考え方でバリアフリーが推進される中、車いす使用者がドライバーとして免許を取得し、自動車を外出の主な移動手段とするケースが増加している（以下、外出で平地移動に車いすを使用している運転者を「車いすドライバー」とする）。2009年5月発刊の『障害者白書』によると、わが国の障害者の総数は683.2万人、内訳は視覚障害、聴覚・言語障害、肢体不自由、内部障害などの身体障害者数が356.4万人、知的障害者数が41.0万人、精神障害者数が285.8万人である（内閣府編，2009）。身体障害者の自動車運転免許の取得は、1960年に道路交通法第88条によって条件付きで法的に認められるようになった。さらに、1982年に両上肢障害者の免許取得が可能になった。警察庁（2009）の発表によると、身体障害者の運転免許の条件付与件数は、2006年が208,048件、2007年が250,579件、2008年が252,095件と年々増加している。

都市道路網の発展も進み、自動車は身体障害者にとって社会参加のための重要な移動手段になっている。しか

し、自動車道路は健常者の走行を前提に設計され、身体障害者の運転行動特性は考慮されていない。池田他（2007）、Dols et al.（1996）、Kember（1992）の研究では、身体障害者の運転操作環境は、健常者と同じように運転できるエルゴノミックス上の配慮がほとんどされていないと指摘している。高木他（2003）の運転補助装置の開発研究でも、市販の運転補助装置では、手指や手関節掌屈に麻痺がある肢体不自由者にとって、スムーズな操作が困難であると述べている。

Ikeda et al.（2007）の都市高速道路における車いすドライバーの自動車運転に関する研究では、遠心力の影響を強く受ける曲進走行時に体幹バランスが崩れ、運転操作に影響を与える道路形状があると述べている。また、速度制御とステアリング操作を同時に行う場合、走行速度と操作性には密接な関係があり、体幹保持の重要性について指摘している（池田他，2008）。

車いすドライバーは、健常者の身体機能を基本として設計された自動車に、障害を補うための運転補助装置をつけて運転しなければならない。ドライバー自身が自動車に合わせるのではなく、身体機能にあった運転環境を整えることが安全性の向上には重要である。

本研究は、運転免許をもつ車いすドライバーを対象に、運転負荷を軽減できる運転環境の開発の前段階として、

様々な走行条件における運転時の頭部位置変化と上肢筋負荷を検討した。

## 2. 方法

### 2.1 調査被験者の特徴

被験者はすべて上下肢障害者（5名）であり、使用された車両は個人の所有する車両であった。平均年齢は39.0 ± 10.8歳（27～58歳）であった。障害後の免許取得者は2名、障害前から取得していた者は3名であった。運転経験年数は16.6年（8～35年）で、自動車の使用頻度は日常生活において使用する程度であった。身体障害等級は、すべての障害者が1級であり、脊髄損傷レベルは頸髄（C6）部であった。外出の時には、手動式車いすを補助具として必要とした。表1に被験者一覧を示す。

実験に使用した車両の排気量は、2,500 cc が2台、2,400 cc が2台、2,200 cc が1台であった。運転補助装置は、上下肢障害を補うために、すべてステアリングとアクセル・ブレーキが改造されていた。全例右手でステアリング操作（手掌型4名、ノブ型1名）、左手でアクセル・ブレーキ操作を行った。

表1：被験者一覧

年齢	障害等級	脊髄損傷レベル	運転経験年数	排気量
27	1級	C6	9	2,500
31	1級	C6	8	2,200
37	1級	C6	15	2,400
42	1級	C6	16	2,500
58	1級	C5	35	2,400

### 2.2 車いすドライバーの自家用車の改造

脊髄損傷者は、残存髄節レベルに依存した上肢・体幹・下肢の運動障害、知覚障害などを有し、加速・減速制御を下肢で操作することができない。加えて体幹バランスが不十分であるため、運転中の速度制御とステアリング操作などの主装置操作が安定しない。

既存のアクセル・ブレーキペダルを直接操作することができない場合、各ペダルと連結している手動レバーで間接的に速度制御を行う。また、左側上肢は加減速レバーの操作に用い、右側上肢でステアリングの操作を行うために、旋回ノブ型グリップなどの補助装置を取り付ける。



図1：運転補助装置の事例

調査対象車両の改造事例を示す写真を参考までに図1に示した。左図は上下肢が不自由な場合の補助装置例であり、右図はそのアクセル・ブレーキペダルと連結している手動レバーを拡大したものである。

### 2.3 走行コースの特徴

健常者のカーブ走行中の運転操作と走行環境については、Persaud et al (2000) の高速道路における危険なカーブについての研究、岩崎ら (1995) のSカーブ区間における自動車の走行挙動の研究、田中ら (1993) のカーブの事故と左右差の研究、林らの (1998) アイカメラを用いたカーブ区間の視認性の研究などがある。直線走行と比較して、遠心力の影響で横に振られる力が大きく、ステアリング操作と速度制御が同時に求められるカーブ走行は、体幹バランスがとりにくい車いすドライバーにとって、運転の安全性が低下する場面と考えられる。

選択された走行コースは、図2に示す左カーブと右カーブとした。被験者には、後述の速度条件で一定速度を維持するよう口答指示し、数回コースを走行した。速度条件は10 km/h、20 km/h、30 km/h、40 km/hの4通り、速度順序は無作為とし、実際の速度は自動車のメータで目視した。なお、走行は30 m手前から開始し、区分①の時点では各速度条件の速度に達するように行った。なお、本論では、カーブ区間を走行順路として5つの区分、すなわちカーブ進入前・退出後の直線の区分①と区分⑤、カーブ進入・退出の区分②と区分④、カーブ中の区分③に分類し、区分②③④を同じ距離になるように設定した。

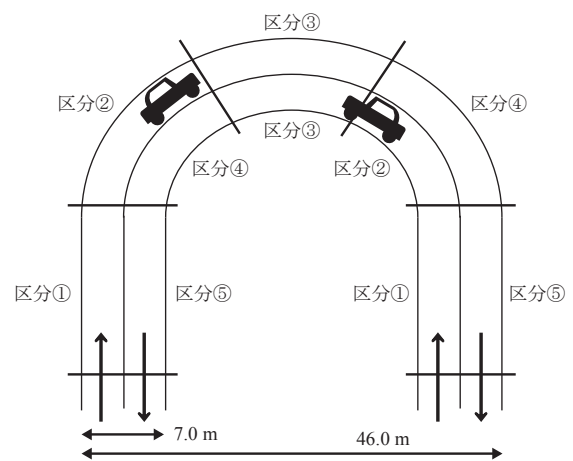


図2：走向コースの経路概略図

### 2.4 実走実験の手順

本研究では、車いすドライバーの運転操作中に2方向からビデオ画像を記録して、3次元動作解析システムにより頭部の動きを解析した。同時に頸肩部と前腕部の筋から筋電図を導出・記録して、筋にかかる負荷を分析した。

被験者は、社屋で実験の目的と方法、実験に伴うさまざまなリスク条件について実験担当者から説明を受けた。筋電図測定のための電極貼付とデータ計測状態のチェック後、計測器を車内に設置し、車載の電源を用いて動作

させた。さらに、車内でも計測状態の確認を行った。なお、実験は被験者の同意を得て行われた。

## 2.5 ビデオ画像の記録と動画解析

走行中における頭部の位置変化量を身体状況の指標とした。具体的には、被験者の左耳孔に直径 10 mm の球形マーカーを装着して、走行中のビデオ画像を 2 方向から撮影・記録した。ビデオ画像の撮影には、2 台の汎用デジタルビデオカメラを使用し、三脚を車内に固定して撮影した (図 3 参照)。



図 3 : ビデオカメラの設置状況 (側方と後方)

動画解析は、パーソナルコンピュータにて収録したデジタルビデオテープを Avi 形式の動画ファイルに変換し、3 次元動作解析システムを用いて解析した。3 次元動作解析システムは、解析ソフトウェア：フレームディアス II (DKH 社) を使用した。動画解析のサンプリング周波数は 30 Hz とし、1 フレーム (1/30 秒) 毎にデジタル化を行い、時間の正規化処理の後、時系列における前後・左右方向の頭部マーカーに関する位置変化を算出した。すなわち、位置変化量とは、分析開始時を原点とした頭部マーカーの移動した距離を加算したものとし、前後方向と左右方向について算出した。

## 2.6 筋電図の計測と解析

走行中における頸肩部と前腕部の筋負荷を身体状況の指標とした。筋電図の導出筋は、頸肩部が左右僧帽筋、前腕部が左右橈側手根伸筋とした。僧帽筋は肩甲骨の挙上に働くが、上肢を固定している場合には頭部の動きに作用する。また、橈側手根伸筋は手関節背屈 (伸展) に働くが、ステアリングなどを握っている時には手関節の安定性に作用する。これらの筋活動を解析することで、走行中の頸から上肢にかけての負担が明らかになる。

筋電図の計測手続きは、導出筋上の皮膚面をアルコール綿で拭いた後、筋電図用の研磨ジェルにて擦り、皮膚の電気抵抗を低下させた。筋電図の生体反応導出のために用いた表面皮膚電極は、Blue Sensor N-00-S (Medicotest 社) を使い、双極導出法によって電極間距離 3 cm とし、導出・記録した (図 4)。筋電計は、MyoSystem 1200 (Noraxon 社) を使い、サンプリング周波数を 1,000 Hz とし、バンドパスフィルターを用いた。筋電図データは、オンラインにてパーソナルコンピュータに記録した。なお、LED 点灯と同時に筋電計へ電気信号を発する装置を用いて、ビデオ動画との時間同期を行った。

筋活動量を比較する方法は、最大随意収縮時に対する



図 4 : 電極の貼付例

比で表すことがあるが、上下肢障害者で行うのは身体的負担が大きくなり、測定技術にも限界がある。今回、筋電図生データの処理方法としては、Root Mean Square (平均平方和) 処理を行い、時間の正規化処理によってデータ数を合わせた。平均筋活動量を単位時間あたりの筋電図積分値 ( $\mu V$ ) として算出した。

## 3. 結果と考察

### 3.1 頭部の位置変化量

左カーブの走行速度が 10 km/h では、左右方向 16.4 mm、前後方向 16.1 mm、20 km/h では左右方向 18.3 mm、前後方向 19.5 mm に対して、30 km/h では左右方向 36.5 mm、前後方向 62.9 mm であった。40 km/h では左右方向 52.5 mm、前後方向 89.4 mm と、30 km/h 以上になると 10 km/h に比べて左右方向平均移動距離は 2 ~ 3 倍に、前後方向平均移動距離は 4 ~ 5 倍に増大した (図 5)。このことから、左カーブでは 30 km/h 以上になると頭部の動きが左右・前後方向ともに顕著に大きくなるのが分かった。

一方、右カーブの走行速度が 10 km/h では、左右方向 14.9 mm、前後方向 27.7 mm、20 km/h では左右方向 31.4 mm、前後方向 26.1 mm、30 km/h では左右方向 23.2 mm、前後方向 21.6 mm、40 km/h では左右方向 31.0 mm、前後方向 35.5 mm であった。10 km/h の前後方向平均移動距離は、左カーブの約 1.7 倍であった。また、走行速度と平均移動距離の関係については一定の関係性は認められなかった (図 5)。このことから、10 km/h と 20 km/h においては左カーブより右カーブの方が頭部の動きは大きく、右カーブでは 30 km/h と 40 km/h において顕著な増大はないことが分かった。

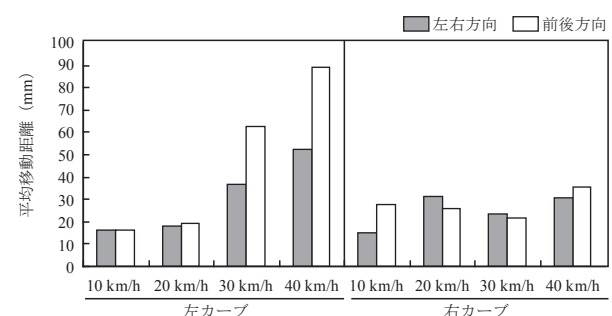


図 5 : 走行速度別の平均移動距離

また、30 km/h と 40 km/h では、右カーブと比較して、左カーブの頭部の動きが大きい。

次に、区分ごとの頭部平均移動距離について、左右方向を図 6 に、前後方向を図 7 に示した。なお、区分①はカーブ進入前の直線、区分②はカーブ進入、区分③はカーブ中、区分④はカーブ退出、区分⑤は退出後の直線を示している。

左カーブの左右方向では、10 km/h と 20 km/h においてカーブ進入（区分②）以後の区分に増大はなかったが、30 km/h においては区分②・③がより増大し、40 km/h においては区分②・③・④がより増大した（図 6）。左カーブの前後方向では、10 km/h と 20 km/h においてカーブ進入（区分②）後の区分に増大はなかったが、30・40 km/h においては区分②・③・④がより増大した（図 7）。このことから、左カーブの 30 km/h と 40 km/h ではカーブ進入、カーブ中、カーブ退出において頭部の動きが大きくなるのが分かった。

一方、右カーブの左右方向では、10～30 km/h においてカーブ進入（区分②）後の区分に増大はなかったが、40 km/h においては区分②がより増大した（図 6）。左カーブの前後方向では、10 km/h と 20 km/h においてカーブ進入（区分②）以後の区分に増大はなかったが、30 km/h においては区分③・④・⑤がより増大し、40 km/h においては区分②・③・④・⑤がより増大した（図 7）。このことから、右カーブの前後方向では 40 km/h においてカーブ進入において頭部の動きが大きくなり、左右方向では 30

km/h と 40 km/h においてカーブ進入以後の区分で頭部の動きが大きくなるのが分かった。

30 km/h と 40 km/h において、右カーブと比べて左カーブにおける頭部の動きが大きく、カーブ進入以後において顕著であることが明確となった。

### 3.2 前腕部と頸肩部の筋活動量

図 8 に全区分（区分①～⑤）の平均筋活動量を示した。右前腕部を除き、左腕側手根伸筋と左右僧帽筋では、右カーブと比べて左カーブ時の方が、全体的に筋活動量が大きかった。肩部僧帽筋の緊張は肘の挙上と上体の固定、前腕部腕側手根伸筋はステアリングなどを把持した時の手関節・肘関節の固定に働く動作と関連している。

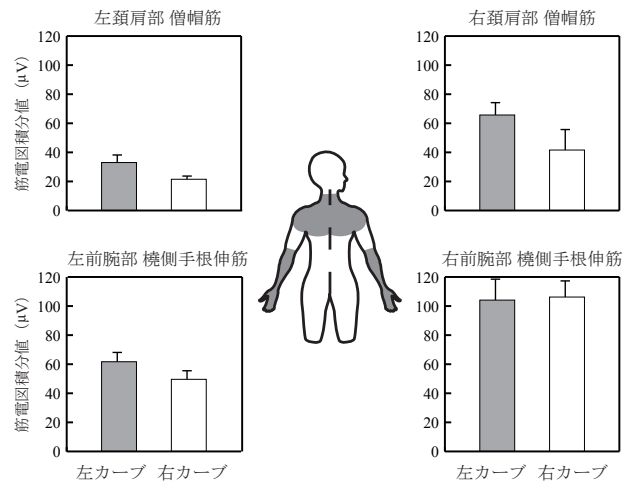


図 8：カーブ別の筋活動量

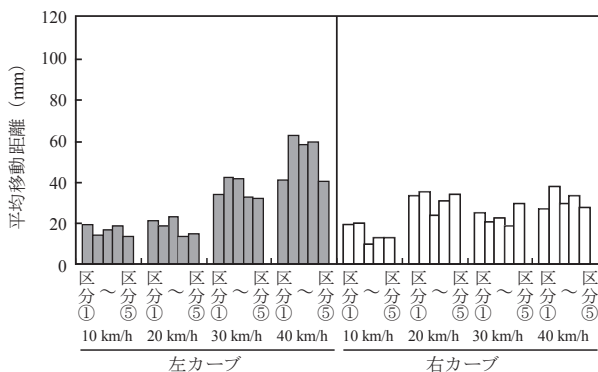


図 6：走行速度と各区分の左右方向平均移動距離

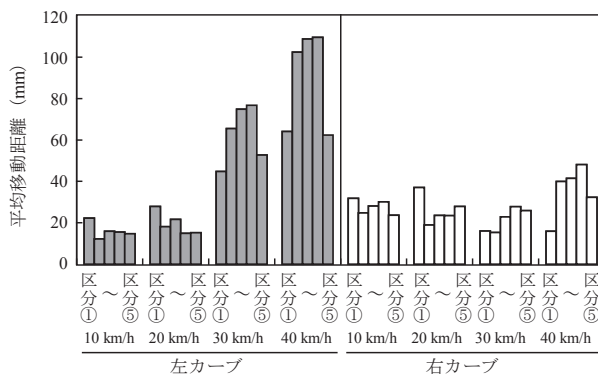


図 7：走行速度と各区分の前後方向平均移動距離

図 9 に示したように、左右カーブの速度条件別における平均筋活動量を比較すると、走行速度が速くなると筋電活動レベルは高くなる傾向を示している。特に走行速度 40 km/h 条件時では、いずれの測定部位でも筋電活動量は最も高く、常に緊張の高い活動水準であることを示している。これらの平均値が統計的な有意差が認められるか否かについて t 検定を行った結果、左カーブでは、20km/h と 30 km/h 条件間で左頸肩部 ( $t = 4.39, p < 0.01$ ) と右前腕部 ( $t = 5.13, p < 0.01$ ) に統計的有意差が認められた。右カーブでは、30 km/h と 40 km/h 条件間で右前腕部 ( $t = 5.223, p < 0.01$ ) に有意差が認められた。

カーブに対して右前腕部に筋緊張を示し、左頸肩部でも速度条件 40 km/h で大きな筋活動量の差を示した。速度条件が速くなると走行に伴う遠心力が大きくなり、左カーブ走行では右腕を伸展させた状態でステアリングを押さえつけ、左肩部を中心として体幹を固定していることではないかと推測した。

なお、左右の平均筋活動量を単純には比較できないため今回の解析では明確には言えないが、左側より右側の筋活動量が高値を示していることから、ステアリングを把持・操作している右側の前腕部と頸肩部に過剰に負荷がかかっているのかもしれない。

動作解析（頭部移動距離）と筋電図を区分ごとに分析

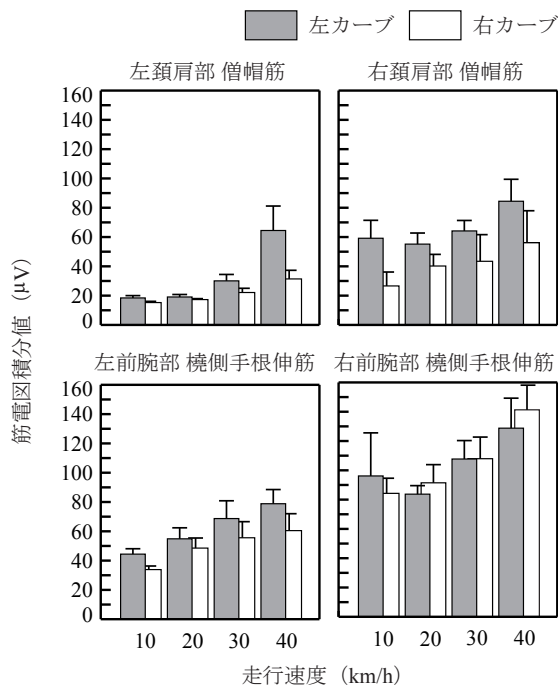


図9：走行速度別の筋活動量

した結果、左カーブでは30 km/h以上になるとカーブ進入後の頭部の動きが大きくなる。また、筋電図についても30 km/h以上になると筋活動量が增大する。多くはカーブ進入後に筋活動量が増大し、右手でステアリングと左手で速度制御の操作をするが、体幹の安定性を補うように使用している可能性もあることが分かった。

頭部の移動についても、左右カーブともに走行速度が速くなると増大し、とくに左カーブの走行速度30 km/hと40 km/hにおいて大きくなった。速度が上がると走行に伴う身体への負担が大きくなり、左カーブ走行では右腕でステアリングを押さえつけて、左肩部を中心に体幹を固定するが、頭部の動揺も大きくなる可能性が示唆された。

#### 4. まとめ

車いすドライバーにとって、自動車はドア・ツー・ドアで移動できる有効な移動手段の一つである。しかし、自動車を運転する場合、その運転環境は健常者の使用を前提に設計されているため、車いすドライバーは運転補助装置を使用するなど、運転者自身が自動車に合わせなければならない。また、走行速度によっては身体負荷や精神的ストレスの大きさが異なり、安定した姿勢での運転操作が困難な走行条件がある。したがって、車いすドライバーの安全運転を支援するためには、状況の変化によって運転に影響を与えないような操作環境を整備することが求められる。

しかし、車いすドライバーが健常者のように対応できた制動と操舵の制御であっても、肢体不自由者の筋緊張を軽減し、体幹を保持できる運転座席を開発すれば、健常者にとっても快適な運転環境を提供することになる。健常者を対象に設計されてきた運転環境では、車いすド

ライバーの運転負荷を高めているのである。

今後の課題として、車いすドライバーの視点から走行が困難な走行状況を明確にすることが重要と考える。また、カーブ走行時の評価を上下肢障害者のみではなく、下肢障害者や健常者との比較も合わせて行う必要がある。

#### 謝辞

この研究は、平成21年度 ECOMO 交通バリアフリー研究助成を受けて行われたものである。この研究にご協力頂いた被験者の皆様に心から感謝をいたします。

#### 引用文献

Dols, J. F., Garcia, M., and Sotos, J. J. (1996). Procedure for improving the ergonomic design of driving positions adapted for handicapped people. *Boletín Factores Humanos*, No. 12-13, pp. 7-17.

林華奈子, 高木秀貴, 萩原亨 (1998). アイカメラを用いたカーブ区間におけるドライバーの視認性調査について. 土木学会大 53 回年次学術講演会, pp. 500-501.

Ikeda, H., Mihoshi, A., Ikeda, H., and Hisari, Y. (2007). Physical load related to highway-driving among disabled people. *IATSS Research*, Vol. 31, No. 1, pp. 100-109.

池田宏史, 三星昭宏, 木村直也 (2007). 肢体不自由者の自動車運転時における問題点. *人間環境学研究*, Vol. 5, No. 1, pp. 27-33.

池田宏史, 三星昭宏, 木村直也, 雨宮謙太郎 (2008). 屈折区間走行時における車椅子ドライバーの運転挙動. *交通科学*, Vol. 39, No. 1, pp. 60-65.

岩崎征人, 諸橋雅之, 渡邊健司, 内田滋 (1995). Sカーブ区間における自動車の走行挙動 (その2). *土木計画学研究・講演集*, No. 18, pp. 245-248.

警察庁 (2009). 運転免許統計.

Kember, P. (1992). Vehicle control tests for the disabled could influence ergonomic design. *Automotive Engineer*, Vol. 17, No. 5, pp. 52-55.

内閣府編 (2009). 障害者白書, 国立印刷局.

Persaud, B., Retting, R. A., and Lyon, C. (2000). Guidelines for identification of hazardous highway curves. *Transportation Research Record*, No. 1717, pp.14-18.

高木憲司, 浅野圭司, 時枝陽子, 後藤貴江 (2004). 頸髄損傷者用自動車手動装置の開発. *日本理学療法学会大会*, Vol. 2003, pp. E0014-E0014.

田中聖人, 森康男, 上野精順, 須天正英 (1993). カーブの左右差に関する研究. *土木学会年次学術講演会講演概要集第4部*, Vol. 48, pp. 574-575.

(受稿：2010年4月5日 受理：2010年5月29日)