

脊髄損傷者の自動車運転における走行時の頭部加速度解析に関する研究

廣瀬 浩昭⁽¹⁾ (hiroseh@tumh.ac.jp)
池田 宏史⁽²⁾・武田 功⁽¹⁾
〔⁽¹⁾ 宝塚医療大学・⁽²⁾ 大阪市立大学〕

A 3D analysis of the acceleration of the head of people with spinal cord injury while driving

Hiroaki Hirose⁽¹⁾, Hiroshi Ikeda⁽²⁾, Isao Takeda⁽¹⁾

⁽¹⁾ Department of Physical Therapy, Takarazuka University of Medical and Health Care, Japan

⁽²⁾ OCU Advanced Research Institute for Natural Science and Technology, Osaka City University, Japan

Abstract

To develop a driving environment for people with spinal cord injury that reduces their physical burden while they drive a car, a preliminary study was conducted to examine the acceleration of the head while driving, using a 3D motion analysis system. The subjects were five males with spinal cord injury. The mean age was 39.0 years old, and the level of spinal cord injury was C5 or C6. They usually used manual wheelchairs to move around. In the experiment, the vehicles owned by the individual subjects and the commercial driving assistance devices were used. The driving course included five left- and right-curve segments each. The subjects were asked to drive at 10, 20, 30, and 40 km/h in random order. A marker was attached to the left ear of the subjects, and their heads while driving were recorded using two video cameras. A 3D motion analysis system was used, and the position, speed, and acceleration of the marker attached to the head were calculated. There were no significant differences in the acceleration of the head when the subjects drove on either left- or right-curved segments at 10 to 30 km/h. When the subjects drove at 40 km/h, the accelerations in the left-right and front-back directions on the left-curved segments were 2.6 and 2.5 m/s², respectively. The accelerations in the left-right and front-back directions in the right-curved segments were 3.1 and 3.2 m/s², respectively; there were significant differences in the acceleration in the front-back direction ($p < 0.05$). There were also significant differences in the acceleration of the head in the front-back direction immediately after the subjects entered left and right curves ($p < 0.05$). When the car was driven at 10 to 30 km/h, there was no significant difference in the acceleration of the head between the left- and right-curved segments. However, when the subjects drove at 40 km/h, the acceleration of the head on the left-curved segments was higher than that on the right-curved segments, in the front-back direction in particular. This suggests that, when vehicles curve to the right at 40 km/h, the acceleration is faster and the net force applied to the head is greater than when they curve to the left. Our previous study (2010) suggested that, when vehicles curve to the left at a fast speed, the change in the position of the head is greater than when they curve to the right. The results of our previous and present studies suggest that, to assess the burden placed on the body while driving, it is necessary to not only examine changes in the position of the head, but also determine the acceleration of the head as an assessment index.

Key words

head acceleration, 3D Analysis, driving behavior, spinal cord injury, curve

1. はじめに

脊髄損傷は外傷または疾患等によって脊髄を損傷した状態で、頸部 (C)、胸部 (Th)、腰部 (L) など障害部位によって頸髄損傷、胸髄損傷、腰髄損傷等に分類される。また、障害像は障害髄節以下の運動障害、感覚障害、自律神経障害等が起こって、完全頸髄損傷では下肢と上肢の運動障害のため車椅子による生活を余儀なくされる。車椅子使用者にとって道路環境の問題は日常生活活動を著しく制限し、身体的な負担を過度に増大させて二次的な障害を引き起こす大きな原因になる (Engström, 2003; Strauss, Maloney, Ngo, & Phillips, 1992)。そのため、バリアフリー環境の整備が身体的な負担を軽減させるための重要な課

題となっている。2000年に、高齢者・身体障害者などの公共交通機関を利用した移動の円滑化に関する法律が「交通バリアフリー法」として施行されたことから、移動の利便性と安全性を求めるバリアフリー化の積極的な推進が求められるようになった (国土交通省, 2001)。2006年には、交通バリアフリー法とハートビル法が統合され、「高齢者、障害者等の移動等の円滑化の促進に関する法律 (新バリアフリー法)」が施行され、その範囲が道路や駐車場などの面的なものに拡大された。

脊髄損傷者にとって自動車は、公共交通機関と比べて利便性の高い移動手段である。これは移動を妨げている階段や坂道などを考慮する必要がないため (日本身体障害者団体連合会自動車協会, 2001)、他の公共交通機関と比べても利用価値が高いと言える。三星・高橋・磯部 (2014) は、公共交通を使うことが困難な人々には自動車は、積極的にモビリティを確保するよい手段であり、その適

正な利用環境整備と援助は福祉のまちづくりの課題であると述べている。車椅子を移動手段として用いる脊髄損傷者にとって、自動車運転は社会生活の活動範囲を拡大させる重要な手段なのである。

身体障害者の自動車運転免許の取得は、1960年の道路交通法第88条により条件付きで法的に認められ、両上肢障害者も免許の取得が可能になった。自動車の運転に支障を及ぼす四肢または体幹に障害がある場合は、障害の程度に応じた補助装置を取り付けることが必要条件とされている（国立身体障害者リハビリテーションセンター、1994）。しかし、自動車の取り巻く環境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（Dols, Garcia, & Sotos, 1996; Kember, 1992）。池田・三星・木村（2007）と Ikeda, Hirose, & Mihoshi（2010）の研究では、肢体不自由者の自動車運転に関する問題点を指摘しており、身体障害者の運転操作環境は、健常者と同じように操作できるエルゴノミクス上の配慮がなされていないことが分かっている。高木・浅野・時枝・後藤（2004）の自動車運転手動装置の開発研究においても、C6レベル以上の頸髄損傷者においては、市販の運転補助装置では俊敏さが求められるアクセル・ブレーキ操作がスムーズにできないことがあるとしている。また遠藤（1993）の研究では、上下肢や体幹に障害があると、運転中の体幹バランスとステアリングなどの主装置の操作性が安定せず、カーブ走行時は速度の選択、あるいは走行位置が不安定になることが明らかにされている。

筆者ら（池田・廣瀬・武田、2010）が行ったこれまでの研究では、30 m/h以上の速度でカーブを走行した場合、頭部が大きく移動することが分かっており、その際、ステアリングとアクセル・ブレーキ装置を操作するための筋（僧帽筋と橈側手根伸筋）への筋負担も大きくなることが分かっている。これはカーブの遠心力によって頭部や上体が振られるために起こる現象と考える。

しかし、カーブの遠心力によって頭部の移動に影響を与えることは分かったが、どのようなカーブ走行場面で頭部の加速度が変化するかについてはまだ明らかにされていない。頭部の加速度変化から Newton の運動第2法則により逆動力学計算して頭部にかかる力の変化を推定する。そこで本研究では、脊髄損傷者を対象に3次元動作解析システムを用いて自動車運転時の頭部加速度（左右方向・前後方向）を測定し、頭部の位置変化を数的に解析することを目的とした。脊髄損傷者の自動車運転における身体負担を軽減させるには、まずは運転姿勢や操舵手技の問題点とそのメカニズムを明らかにする必要があり、そのための基礎的研究と位置づけた。

2. 方法

2.1 対象

対象者は脊髄損傷者5名であった。被験者は全例男性、年齢は平均39.0（標準偏差10.8、範囲27～58）歳であった。障害前からの免許取得者は3名、障害後の免許取得者は2名であった。運転年数は平均16.8（標準偏差9.7、範囲8

表1：被験者プロフィール

年齢	脊髄損傷レベル	障害等級	運転年数
27歳	C6 残存	1級	9年
31歳	C6 残存	1級	8年
37歳	C6 残存	1級	15年
42歳	C6 残存	1級	16年
58歳	C6 残存	1級	35年

～35）年で、すべての被験者で運転頻度は日常生活において使用する程度であった。身体障害の内訳は4名が完全損傷、1名が不全損傷で、身体障害等級はすべて1級であり、脊髄損傷レベル（残存レベル）はC5またはC6であった。すべての被験者とも日常生活の移動手段に手動式車椅子を使用していた。表1に被験者プロフィールを示す。

障害の程度によって、必要とする運転補助装置の種類は異なり、特に手動アクセル・ブレーキ装置についてはある程度の慣れが必要となる。そのため、実験は被験者自身が日常使用している車両で実施した。使用された車両の排気量は、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、すべての車両で四肢運動障害を補うためにステアリングとアクセル・ブレーキが改造されていた。すべての被験者において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。図1に運転補助装置の事



図1：運転補助装置の事例

注：上図はステアリングの旋回手掌型アタッチメント、下図は手動アクセル・ブレーキ装置である。

例を示した。左図はステアリングの旋回手掌型アタッチメント、右図は手動アクセル・ブレーキ装置である。

本研究はヘルシンキ宣言を遵守して実施し、被験者には事前に研究の趣旨、目的、実験方法、危険性、個人情報の取り扱いについて口頭と書面で説明を行い、研究参加の同意を得た。また、個人情報は厳重に管理し、公表においては匿名性を守った。

2.2 走行コース

実験で使用した他の自動車が入り込まない走行コースの概略図を図2に示した。左カーブと右カーブは図2のように定め、右カーブ区分①から区分⑤、左カーブ区分①から区分⑤とした。被験者には走行の速度条件を10、20、30、40 km/hで一定に保つよう口頭指示し、数回の走行練習を行った。速度条件の順序は無作為とし、実際の走行速度は車両の速度メーターで確認した。

なお、走行は区分①の手前30 mから開始し、区分①では各速度条件の速度に達するようにした。また、区分⑤以降は30 m以上、走行を維持するよう口頭で指示した。

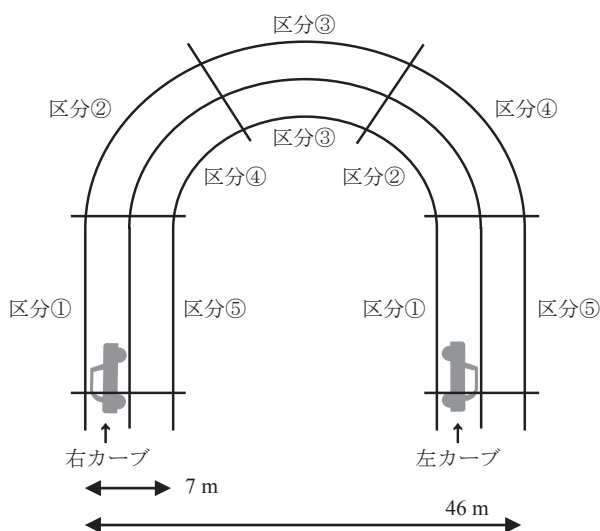


図2：実験で使用した走行コースの概略図

注：左カーブと右カーブを図のように定め、右カーブ区分①から区分⑤、左カーブ区分①から区分⑤とした。走行は区分①の手前30 mから開始し、区分⑤以降は30 m以上、走行を維持させた。

2.3 実験手順

3次元動作解析は、固定された2台以上の赤外線カメラで身体各部に装着した反射マーカを撮影し、リアルタイムに3次元座標での位置、速度、加速度、関節角度、角速度、角加速度等を算出するシステムが用いられる(廣瀬・中迫・武田, 2013)。本研究では実走実験を行って、走行中の自動車車両内におけるドライバーの運転動作を解析するため、リアルタイムではない3次元動作解析方法を採用した。

実験は、被験者がコースを走行している間、2台の汎用デジタルビデオカメラ(ソニー株式会社)で身体各部に装着したマーカを撮影して、3次元動作解析システムを

用いて頭部の加速度解析を行った。

図3にデジタルビデオカメラの設置状況を示す。デジタルビデオカメラは車両内部に三脚を用いてテープで固定し、側方および左後方から撮影してミニデジタルビデオテープに記録した。また、LED型シンクロナイザ(株式会社ディケイエイチ)を用いて、赤色LEDを各レンズ前で同時に光らせることでデジタルビデオカメラ2台の時間同期を行った。マーカ位置がずれないように身体に密着する黒色の衣服を着用させ(水戸・金・武末・城生・志自岐・福士・岩崎・齋藤, 1998)、運転席にて球状マーカを装着した。身体各部に装着した球状マーカは直径10 mmの反射マーカで、左側の耳孔、肩峰、肘頭、手関節(尺骨茎状突起と橈骨茎状突起と結んだ中点)、左上前腸骨棘の身体5部位に両面テープで装着した(松原・車谷・村上・青山, 2004)。

動画解析は、パーソナルコンピュータを用いてデジタルビデオカメラから取り込んだ動画を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Frame-DIAS IV(株式会社ディケイエイチ)を用いて解析した。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)毎にデジタルサイズを行い、時間の正規化処理の後、時系列における3次元座標における左右方向・前後方向・上下方向の頭部マーカの位置を算出し、さらに速度デー



図3：デジタルビデオカメラの設置状況

注：三脚を車両の助手席床と左後席床にテープで固定し、デジタルビデオカメラを三脚に取り付けて、被験者の側方および左後方から撮影、記録した。上図は助手席のビデオカメラ、下図は左後席のビデオカメラを示す。

タ・加速度データを求めた。

算出した加速度データ（左右方向・前後方向）は、表計算ソフトウェアを用いて左右方向と前後方向の最大値・最小値を算出し、その後加速度の大きさとして左右方向と前後方向の加速度絶対値の最大を算出した。そして、速度条件別に左カーブの代表値、右カーブの代表値を算出した。さらに、統計学的に有意な差がみられた速度条件については、その速度条件において区分別の検討を行った。

2.4 統計学的検討

統計学的検討には、各速度条件について被験者の平均値、標準偏差を算出し、左カーブと右カーブとの平均値の差の検定として paired-t test を行い、危険率 5% 未満を有意とした。統計ソフトは SPSS 11.0J (SPSS Japan Inc.) を用いた。

3. 結果

3.1 各速度条件における左カーブと右カーブの加速度

表 2 に各速度条件における左カーブと右カーブの加速度（左右方向・前後方向）を示した。

- 10 km/h における左カーブと右カーブの加速度（左右方向・前後方向）
左カーブは左右方向 2.4 m/s²、前後方向 2.7 m/s²、右カーブは左右方向 2.6 m/s²、前後方向 2.5 m/s² であった。左

右方向、前後方向とも、統計学的に有意な差はみられなかった。

- 20 km/h における左カーブと右カーブの加速度（左右方向・前後方向）
左カーブは左右方向 2.3 m/s²、前後方向 2.2 m/s²、右カーブは左右方向 2.4 m/s²、前後方向 2.8 m/s² であった。左右方向、前後方向とも、統計学的に有意な差はみられなかった。
- 30 km/h における左カーブと右カーブの加速度（左右方向・前後方向）
左カーブは左右方向 2.3 m/s²、前後方向 2.5 m/s²、右カーブは左右方向 2.6 m/s²、前後方向 2.9 m/s² であった。左右方向、前後方向とも、統計学的に有意な差はみられなかった。
- 40 km/h における左カーブと右カーブの加速度（左右方向・前後方向）
左カーブは左右方向 2.6 m/s²、前後方向 2.5 m/s²、右カーブは左右方向 3.1 m/s²、前後方向 3.2 m/s² であった。前後成分加速度について統計学的に有意差が認められた ($p < 0.05$)。

3.2 40 km/h における左カーブと右カーブの各区分の加速度（左右方向・前後方向）

表 3 に 40 km/h における左カーブと右カーブの各区分の加速度（左右方向・前後方向）を示した。

表 2：左カーブと右カーブにおける各速度条件の加速度 (N = 5)

		10 km/h	20 km/h	30 km/h	40 km/h
左カーブ	左右成分	2.4	2.3	2.3	2.6
		0.6	0.4	0.5	0.6
	前後成分	2.7	2.2	2.5	2.5
		0.7	0.4	0.4	0.2
右カーブ	左右成分	2.6	2.4	2.6	3.1
		0.4	0.5	0.3	0.3
	前後成分	2.5	2.8	2.9	3.2*
		0.3	0.4	0.6	0.5

注：上段に平均値、下段に標準偏差を示す。* $p < 0.05$

表 3：40 km/h における左カーブと右カーブの各区分の加速度 (N = 5)

		区分①	区分②	区分③	区分④	区分⑤
左カーブ	左右成分	3.6	2.4	2.6	2.5	1.8
		1.2	0.7	1.7	0.5	0.4
	前後成分	3.2	2.3	2.1	2.3	2.1
		0.6	0.4	0.5	0.3	0.4
右カーブ	左右成分	3.4	3.1	2.6	3.4	2.7
		0.5	0.5	0.7	0.9	0.5
	前後成分	3.6	3.6*	1.8	3.8	3.1
		0.4	0.5	0.3	1.0	0.9

注：上段に平均値、下段に標準偏差を示す。* $p < 0.05$

左カーブは左右方向において区分① 3.6 m/s²、区分② 2.4 m/s²、区分③ 2.6 m/s²、区分④ 2.5 m/s²、区分⑤ 1.8 m/s²、前後方向において区分① 3.2 m/s²、区分② 2.3 m/s²、区分③ 2.1 m/s²、区分④ 2.3 m/s²、区分⑤ 2.1 m/s²であった。

右カーブは左右方向において区分① 3.4 m/s²、区分② 3.1 m/s²、区分③ 2.6 m/s²、区分④ 3.4 m/s²、区分⑤ 2.7 m/s²、前後方向において区分① 3.6 m/s²、区分② 3.6 m/s²、区分③ 1.8 m/s²、区分④ 3.8 m/s²、区分⑤ 3.1 m/s²であった。

カーブ初期である区分②において、左カーブと比較して右カーブの前後方向加速度は有意に大きかった ($p < 0.05$)。

4. 考察とまとめ

Ikeda, Hirose, & Takeda (2015) は、日常生活で自動車運転を行っている脊髄損傷者 100 名を対象として日本版 SF-36 第 2 版を実施し、身体機能 (physical function)、日常役割 (身体) (role physical)、身体項目サマリー (physical component summary) は国民標準値より低値を示したが、精神項目サマリー (mental component summary) は高値を示し、他の項目は維持されたと報告した。脊髄損傷者の QOL (quality of life) にとって、自動車運転は正の影響を及ぼしていると考えられる。

また、池田ら (2010) は車いすドライバーの自動車運転において頭部位置変化量と僧帽筋・橈側手根伸筋の筋電図を検討している。10 km/h または 20 km/h では左カーブと比べて右カーブのほうが頭部位置変化量は大きい傾向があり、30 km/h 以上では左カーブにおいて左右方向・前後方向とも顕著に増大したと報告している。また、筋電図においては 30 km/h 以上で僧帽筋・橈側手根伸筋とも筋活動量が有意に大きくなったと報告している。

本研究では、耳孔に装着した反射マーカの加速度によって頭部加速度を解析した。運動方程式 $\vec{F} = m\vec{a}$ から頭部の加速度は頭部にかかる合力に関係すると考えられる。本研究では、3 次元動作解析システムによって頭部マーカの加速度 (左右方向・前後方向) を解析した。10、20、30 km/h では左カーブと右カーブで頭部加速度 (左右方向・前後方向) に有意な差は認められなかったが、40 km/h では右カーブと比較して左カーブのほうが頭部加速度は大きくなり特に前後方向の加速度には有意差が認められた。これは、低速度では頭部加速度はカーブの向きに影響しないが、40 km/h では左カーブより右カーブの加速度が大きくなることを示しており頭部にかかる合力が増すことが示唆された。池田ら (2010) は走行速度が増すと左カーブのほうが頭部位置変化量は増大すると報告しており、本研究結果と合わせて考察すると、自動車運転における身体負荷を評価する際には頭部位置変化量だけではなく頭部加速度を評価指標とする必要性が示唆された。

健常者を対象に設計された車両を一部改造した運転環境では、高速度での右カーブの走行で頭部位置変化量は小さいものの頭部に合力がかかっており運転操作上の身体負荷を高めている可能性がある。

脊髄損傷者が自動車を運転する際の走行環境と運転姿勢の関係を知ることにより、カーブなどの上体が不安定になる走行場面でも、それを支援するための補助具づくりに役立つと考える。今後の課題としては、頭部は頸部の筋骨格によって支えられていることから、体幹の加速度や筋活動といった評価項目を加えて総合的に評価することが必要であろう。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 25350695 の助成を受けたものである。本研究にご協力いただいた被験者の皆様に心から感謝いたします。

引用文献

- Dols, J. F., Garcia, M., & Sotos, J. J. (1996). Procedure for improving the ergonomic design of driving positions adapted for handicapped people. *Boletín Factores Humanos*, 12-13, 7-17.
- 遠藤光二 (1993). 障害者用自動車運転補助装置. リハビリテーション研究, 77, 24-29.
- Engström, B. (2003). *Ergonomic seating: A true challenge when using wheelchairs*, Posturalis Books.
- Hirose, H., Ikeda, H., & Takeda, I. (2015). Health-related QOL of motorists with spinal cord injury in Japan. *International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, 9(10), 654-657.
- 廣瀬浩昭・中迫勝・武田功 (2013) 移乗動作介助における車椅子アームレスト・レッグサポート着脱条件と女性介助者の身体負担に関する研究. 理学療法兵庫, 19, 36-41.
- 池田宏史・廣瀬浩昭・武田功 (2010). 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. 人間環境学研究, 8(1), 75-79.
- 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, 5(1), 27-33.
- Ikeda, H., Hirose, H., & Mihoshi, A. (2010). Driving and load on curves of upper and lower body impaired people. *Proceedings of 12th International Conference on Mobility and Transport for Elderly and Disabled Persons*.
- Kember, P. (1992): Vehicle control tests for the disabled could influence ergonomic design. *Automotive Engineer*, 17(5), 52-55.
- 国土交通省監修 (2001). 究極のバリアフリー駅をめざして—阪急伊丹駅における大震災から再建までの軌跡—. 大成出版社.
- 国立身体障害者リハビリテーションセンター監修 (1994). 身体障害者・高齢者と自動車運転—その歴史的経緯と現状—. 中央法規出版.
- 松原麻子・車谷洋・村上恒二・青山信一 (2004). 頸髄損傷者の 2 種のスプーンフォルダーを用いた食事動作での上肢運動の違い. 広島大学保健学ジャーナル, 3(2),

27-34.

三星昭宏・高橋儀平・磯部友彦 (2014). 建築・交通・まちづくりをつなぐ共生のユニバーサルデザイン. 学芸出版社.

水戸優子・金壽子・武未希子・城生弘美・志自岐康子・福士政広・岩崎健次・齋藤宏 (1998). 看護学生・看護婦による患者の車椅子からベッドへの移乗介助の分析 (3). 東京保健科学学会誌, 1(1), 27-27.

日本身体障害者団体連合会自動車協会 (2001). 身障者の自立と移動は自動車.

Strauss, M. G., Maloney, J., Ngo, F., & Phillips, M. (1992). Measurement of the dynamic forces during manual wheel chair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 25(6), 677.

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, E0014-E0014.

(受稿：2015年11月5日 受理：2015年12月2日)