

研究テーマ

暴走事故はなぜ起こるのか ―高齢者の自動車ペダル操作の生体運動解析―

研究代表者

施設名 : 福井医療大学大学院
保健医療学研究科
リハビリテーション学科

氏 名 : 藤田 和樹

研究テーマ：暴走事故はなぜ起こるのか—高齢者の自動車ペダル操作の生体運動解析—

所属先：福井医療大学大学院

氏名：藤田 和樹

① 目的と方法

本邦における令和6年上半期の自動車運転者による年齢層別死亡事故の人的要因比較において、75歳未満では安全不確認が27.9%と最も高いが、75歳以上では操作不適が34.2%と最も高い¹⁾。特に全死亡事故のうちブレーキとアクセルの踏み間違い（ペダルエラー）が占める比率は75歳未満で1.9%であるのに対し、75歳以上では14.3%と明らかに高く、ペダルエラーは高齢運転者による死亡事故を発生させる重大な要因であるといえる。高齢者の交通事故では認知機能に関心が集まるが、75歳以上では免許更新時に認知機能検査が義務づけられている為、ペダルエラーを起こす運転者の認知機能に明らかな異常はないと考えられる。一方、加齢による単なる筋力低下や柔軟性の低下が原因となって、アクセル強踏のような暴走事故を起こすことも考えにくい。高齢運転者では、ペダルを踏み替える時に足先が揺れることが多いため²⁾、特に運動を「制御」する能力の低下がペダルエラーに関連している可能性がある。

通常、足をアクセルから素早く離すために、つま先を挙げる筋（前脛骨筋）の活動性が急激に増加する。この時、拮抗する作用のある筋は無意識に活動が抑制される。これは、脊髄レベルで起こる反応であり「相反性抑制」と呼ばれる。素早く滑らかな関節運動を実現するためには非常に重要な機能であるが、高齢者では相反性抑制が低下することが分かっている³⁾。そこで我々は先行研究として、高齢運転者が急ブレーキを踏む際の生体運動の特性について調査した⁴⁾。重要な発見として、高齢者ではアクセルから足を離す際に、つま先を下げるヒラメ筋の活動が抑制されていなかった。さらに、高齢者では大腿を挙げる筋（大腿直筋）の活動開始が遅延していた。高齢者では右脚全体を持ち上げることが困難となっており、アクセルから足を離しにくい可能性が示唆された。また、同研究内で実験中にアクセルの踏み込み、足先の揺れ、両ペダルの踏み込みなどのペダルエラーを引き起こした高齢者が認められた⁵⁾。

このように、高齢者は運動制御能力の低下が自動車ペダル操作に影響していると考えられる。加齢による身体の生理学的な変化として、運動制御に関与する大脳皮質および小脳の神経細胞数の減少、ドーパミンやアセチルコリンなどの神経伝達物質の減少が起こる。後期高齢者の歩行を思い浮かべると、どこかぎこちない印象を受けるが、これは大脳の線条体におけるドーパミン含有量が低下し、運動の円滑さが失われるためである⁶⁾。つまり、手足の震えや動きが緩慢となるパーキンソン病に似た症状が加齢によって出現することがある。ペダルエラーを引き起こす高齢者は、震えや痙攣な

どによる筋の異常活動が発生している可能性がある。ただし、我々の先行研究では単に若年者と高齢者の緊急ブレーキ操作を比較しており⁴⁾、実際にペダルエラーを引き起こした高齢者の特徴は分かっていない。本研究の目的は、実験中にペダルエラーが発生した者と発生していない者の間で緊急ブレーキ操作時の生体運動情報の相違を調査し、ペダルエラーが発生しやすい者の運動学的な特徴を明らかにすることである。

2021年4月から2024年3月の間に書面にて被験者を募集した。包含基準は、①75歳以上である、②日頃から自動車を運転している、③歩行が自立している、④下肢関節の可動域が正常範囲である、除外基準は、①認知機能が低下している、②神経疾患の既往がある、③下肢関節手術の既往がある、④循環器疾患の治療中である者とした。被験者には書面および口頭にて実験内容を説明し、インフォームドコンセントを得た。本研究は新田塚医療福祉センター倫理審査委員会の承認（承認番号：新倫2020-8）を得て実施した。

実験には、踏み替え実験用ペダル（フジオート社）³⁾を使用し、ペダルの1m後側方にハイスピードカメラ（EM-V300C：Noraxon社、100fps）を設置した。踏み替え操作時の下肢筋電図を記録する為に、表面筋電計（Telemetry DTS：Noraxon社）を使用し、サンプリング周波数は1500Hzで、バンドパスフィルターは10～500Hzとした。被験筋は、右の前脛骨筋、ヒラメ筋、大腿直筋、大腿二頭筋とし、双極誘導法により筋活動電位を導出した。アクセルおよびブレーキペダル前面に、フットスイッチ（Noraxon社）に接続した圧力センサー（FSR-406：Interlink Electronics社）を貼付し、アクセルペダルの後面に電子傾斜計（Noraxon社）を装着した。さらに、関節角度を記録する為に、三次元動作解析装置（MyoMotion：Noraxon社）を使用し、サンプリング周波数は100Hzとした。MyoMotionの慣性センサーは、同社製のソフトウェアで使用する7つの関節セグメントから形成される下肢の剛体モデルにしたがって装着した。

まず、問診にて運転の自信度（0を普通として-7から7で評価）、踏み間違いの経験、認知機能（MMSE）、1年以内の転倒歴を調査した。踏み替え操作の測定肢位は椅座位とした。ペダルの左右位置は、ブレーキ中央を体の正中線上とし、前後位置は被験者が踏み替えをしやすい位置とした。全ての被験者は自身の足のサイズに応じた同じモデルのシューズ（CSS-01N、ミドリ安全）を履いた。また、被験者の前方に設置した昇降式テーブルの前端にステアリングを装着し、眼前1mにモニターを設置した。モニターの上端には、検査者が離れたところからスイッチで点灯可能な3つのLEDライト（青黄赤）を設置した。

被験者はステアリングを握った状態で、モニターに映されたアクセル傾斜のリアルタイムデータを視認し、アクセルを5～10度踏み込んだ状態を保持するよう指示された。そして、検査者は20から30秒間隔で3色のLEDを無作為に点灯させた。被験者は、点灯を視認した後、青の場合はアクセルを保持、黄の場合は緩やかにブレーキに踏み替え（通常ブレーキ）、赤の場合は可能な限り早くブレーキ（緊急ブレーキ）に踏み替えた。なお、足の位置や動かし方については被験者の自由とし、十分な練習をして

から実験を開始した。測定は5分間連続して実施し、計3セットとした。

本研究に使用した全ての機器のデータをノラクソン統合解析ソフトウェアMR3 (Noraxon社) で解析した。まず、ハイスピードカメラによって撮影した動画から McGeheeら⁷⁾ によって報告されているペダルエラー発生の有無を確認した。解析対象は、赤色LEDが点灯した際の緊急ブレーキとし、3セットのそれぞれからエラーのなかったブレーキ動作をランダムに1回ずつを抽出した。LEDとペダルの圧センサーからの電位信号をもとに、LED点灯からブレーキの圧センサーが反応するまでを解析区間 (反応時間) とした。さらに、リリース相 (LED点灯からアクセル上の足底が離れるまで)、踏み替え相 (足底がアクセルを離れてからブレーキに接するまで) に相分けした。次に、筋電図波形を全波整流した後に、双方向性2次Butterworthローパスフィルター (10 Hz) に通過させた。そして、LED点灯前3秒間 (アクセルキープ相) の平均振幅、リリース相の平均振幅、踏み換え相の平均振幅を算出し、ブレーキング全体の相の最大振幅で除することで正規化した。筋活動開始はアクセルキープ相の平均振幅に、その標準偏差の3倍を加えた値を閾値として決定した。各相の時間に対して、屈筋と伸筋が共に筋活動開始の閾値を超えている時間を同時活動時間割合として算出した。

踏み替え操作の運動学的な特徴として、ハイスピードカメラの映像と関節角度データを元にMR3内で表示される骨格モデルから、運動パターンを「踵位置を固定して足先を回旋 (Fixed type)」もしくは「踵を床から離してスイッチする (lift-up type)」に分類した。次に、各相の関節角度から可動域および角速度を算出した。最後に全ての筋電図および関節角度データは3施行の平均とした。

統計解析として、まず実験中に1度でもペダルエラーが発生した者と全く発生しなかった者に分け、成功した緊急ブレーキングのデータについて比較した。収集されたデータの特性に応じて、エラー有りと無しグループの差異を、独立t検定、ウェルチのt検定、マンホイットニーU検定、カイ二乗検定によって分析した。効果量(effect size:ES) にはCohen's dを用いた⁸⁾。これらの統計解析にはSPSS version 25 (IBM Co., Ltd., Armonk, NY, USA)を使用し、有意水準は5%とした。

② 結果

全ての被験者は5分3セットの実験を通して、約10～14回ずつの緊急ブレーキと通常ブレーキを実施した。全被験者30名のうち10名で実験中に1回以上のペダルエラーが認められた。その詳細としては、10名全員で緊急ブレーキ時に両方のペダルを踏み込むエラーが認められた。そのうち4名は緊急ブレーキまたは通常ブレーキのときに足先の震えが認められ、さらにその4名のうちの2名は誤ってアクセルを踏み込んだ後にブレーキペダルを踏み直した。エラー有り群では2名で転倒歴があったが、エラー無し群ではいなかった ($P=0.038$) (表1)。年齢、性別、体格、運転の自信度、MMSE、ペダルエラー歴に群間で有意差はなかった。

表 1. 被験者情報

		エラー有り (n = 10)	エラー無し (n = 20)	P
年齢	(歳)	79.6 ± 5.0	77.0 ± 2.0	0.164 ^b
性別	(女/男)	4 / 6	11 / 9	0.439 ^d
身長	(cm)	158.2 ± 5.4	157.2 ± 7.3	0.713 ^a
体重	(kg)	53.9 ± 7.4	56.0 ± 8.7	0.534 ^a
足のサイズ	(cm)	24.6 ± 1.0	24.8 ± 1.2	0.744 ^a
運転の自信度		1.5 (3.5)	0 (3)	0.056 ^c
MMSE		29.5 (1.8)	28 (2.5)	0.188 ^c
ペダルエラー歴	(有/無)	0 / 10	1 / 19	0.472 ^d
転倒歴	(有/無)	2 / 8	0 / 20	0.038 ^d

平均値±標準偏差もしくは中央値（四分位範囲）

^at-test, the ^bWelch's t-test, the ^cMann-Whitney U-test, or the ^dChi-squared test.

MMSE, Mini-Mental State Examination.

1. 反応時間と下肢筋電図

平均した3回の踏み換え操作の反応時間に、エラー有り群と無し群で有意差はなかった（表 2）。しかし、エラー有り群はエラー無し群に比べて大腿直筋の筋活動開始時間が有意に遅延していた（ $P=0.048$; $ES=0.841$ ）。

筋電図について、エラー有り群のスイッチ相の前脛骨筋振幅は、エラー無し群に比べて有意に高かった（ $P=0.048$; $ES=0.831$ ）。筋電図の同時活動時間割合では、エラー有り群のスイッチ相の足関節が有意に高かった（ $P=0.017$; $ES=0.863$ ）。

2. 運動学データ

踏み替え動作運動パターンの比率は、エラー有り群でFixed typeが10名、lift-up typeが0名で、エラー無し群でFixed typeが9名、lift-up typeが11名で有意差があった（ $P=0.018$; $\chi^2=5.625$ ）。

表 2. 緊急ブレーキ時の反応時間と筋活動開始時間

	エラー有り (n = 10)	エラー無し (n = 20)	P	ES
反応時間 (s)				
全相	0.835(0.103)	0.765(0.125)	0.149 ^a	0.594
リリース相	0.516(0.113)	0.511(0.085)	0.894 ^a	0.054
スイッチ相	0.319(0.112)	0.253(0.077)	0.081 ^a	0.729
筋活動開始時間 (s)				
前脛骨筋	0.329(0.121)	0.328(0.085)	0.982 ^a	0.009
ヒラメ筋	0.375(0.128)	0.391(0.099)	0.713 ^a	0.150
大腿直筋	0.543(0.227)	0.418(0.090)	0.048 ^a	0.841
大腿二頭筋	0.423(0.126)	0.430(0.128)	0.846 ^b	0.053

平均値±標準偏差もしくは中央値（四分位範囲）

^at-test or the ^bMann-Whitney U-test. ES, effect size

関節可動域について、エラー有り群の股関節屈曲はリリース相 ($P=0.013$; $ES=1.071$), スイッチ相 ($P=0.019$; $ES=0.951$) と全相 ($P=0.005$; $ES=1.017$) で、股関節内転はリリース相 ($P=0.001$; $ES=1.138$) で、膝関節屈曲はスイッチ相 ($P=0.030$; $ES=0.682$) と全相で ($P=0.005$; $ES=1.005$) エラー無し群よりも有意に小さかった (表3)。一方で、エラー有り群の股関節内旋はスイッチ相 ($P<0.001$; $ES=1.661$) と全相 ($P=0.010$; $ES=1.098$) でエラー無し群よりも有意に大きかった。

関節角速度について、エラー有り群の股関節屈曲はリリース相 ($P<0.001$; $ES=1.426$) とスイッチ相 ($P=0.003$; $ES=1.094$) で、股関節内転はリリース相 ($P<0.001$; $ES=1.550$) で、膝関節屈曲はリリース相 ($P=0.002$; $ES=1.378$) とスイッチ相 ($P=0.025$; $ES=0.943$) で、膝関節伸展はスイッチ相 ($P=0.022$; $ES=0.970$) で、足関節背屈はリリース相 ($P=0.039$; $ES=0.804$) で、足関節底屈はスイッチ相 ($P=0.028$; $ES=0.800$) でエラー無し群よりも有意に小さかった。

③ 考察

本研究の全被験者30名のうち10名で実験中に両方のペダルを踏み込むエラーが認められた。本研究ではペダルエラー有り群と無し群に分け、いずれもエラーが発生しなかった場合の緊急ブレーキを比較対象とした。視覚刺激からブレーキングまでの反応時間に群間で有意差はなかったが、本研究と同様な方法による先行研究⁹⁾では不確実性がない場合の反応時間は約0.70～0.75秒とされており、エラー有り群では遅延している傾向が認められた。これは、群間比較によるスイッチ相時間のEffect sizeが0.729と高値であることから、エラー有り群はスイッチ相の延長によって反応時間が遅延していると考えられる。

エラー有り群は、エラー無し群に比べて動作全体を通して股・膝関節の屈曲可動域と屈曲速度が減少していた。10名全員の運動パターンが踵を浮かさないFixed typeであったことから、エラー有り群では股・膝関節を屈曲させずに踵位置を固定した状態でペダルを踏み替えていることが示された。一方で、エラー無し群では踵を浮かせるLift-up typeが半数以上を占めており、股・膝関節を屈曲させてペダルを踏み替える傾向であった。アクセルとブレーキには高低差があるため、股関節屈曲による下肢の挙上が重要である¹⁰⁾。この股関節屈曲の主動作筋は大腿直筋であるが、エラー有り群は筋活動開始が遅延していた。大腿直筋は速筋線維の占める割合が多く、加齢とともに萎縮していく¹¹⁾。エラー有り群は大腿直筋の機能が低下して瞬発的に足を浮かせられなかったのか、元々そのような動作パターンであったのかは分からない。しかしながら、ペダルエラー有り群にのみ転倒歴がある者が含まれているため、抗重力筋である大腿直筋の機能が低下している者が含まれている可能性は高い。また、ペダル踏み替え時の足部の軌道を分析した研究¹²⁾では、足が十分に持ち上がっていない場合にペダルエラーを起こすことが示されており、股関節屈曲はペダルの踏み替えに重要な動きであると考えられる。

表3. 緊急ブレーキ時の関節可動範囲

		エラー有り (n = 10)	エラー無し (n = 20)	P	ES
股関節屈曲	R	-0.1(1.4)	1.2(1.0)	0.013 ^a	1.071
	S	1.2(1.1)	4.0(3.5)	0.019 ^c	0.951
	E	2.1(1.0)	5.3(3.7)	0.005 ^c	1.017
股関節内転	R	0.6(0.5)	2.1(1.6)	0.001 ^b	1.138
	S	8.3(3.3)	6.0(2.0)	0.086 ^b	0.888
	E	8.9(3.5)	8.2(2.0)	0.486 ^a	0.285
股関節内旋	R	1.2(2.8)	3.2(3.2)	0.111 ^a	0.658
	S	13.7(3.2)	6.2(5.0)	< 0.001 ^c	1.661
	E	15.5(3.7)	10.6(4.8)	0.010 ^a	1.098
膝関節屈曲	R	2.6(2.4)	3.8(3.5)	0.334 ^a	0.393
	S	6.0(1.7)	9.3(5.8)	0.030 ^b	0.682
	E	8.7(2.1)	13.4(5.5)	0.005 ^c	1.005
足関節背屈	R	7.5(4.5)	9.6(6.5)	0.385 ^a	0.353
	S	15.7(2.4)	13.8(5.4)	0.779 ^c	0.419
	E	23.2(3.7)	23.4(4.5)	0.906 ^a	0.048
足関節内反	R	-1.8(2.3)	-2.4(4.1)	0.652 ^a	0.182
	S	6.3(3.7)	7.2(5.8)	0.651 ^a	0.182
	E	6.8(3.5)	8.9(5.2)	0.284 ^a	0.437
足関節内転	R	-0.8(2.8)	-3.5(3.0)	0.082 ^c	0.909
	S	7.8(2.0)	7.0(4.9)	0.658 ^a	0.178
	E	8.6(3.1)	8.4(3.8)	0.881 ^a	0.060

平均値±標準偏差もしくは中央値（四分位範囲）

^at-test, the ^bWelch's t-test, or the ^cMann-Whitney U-test.

R,リリース相; S, スイッチ相; E, 全相; ES = effect size.

エラー有り群の股関節内旋可動域はエラー無し群よりも大きかったが、これは足を浮かさずに足先をブレーキ方向に向けるためであったと考えられる。しかし、加齢によって受動的及び能動的な股関節内旋可動域は低下することが報告されている¹³⁾。可動域が狭小化しているにも関わらず股関節内旋のみで踏み替えを行った場合、足先の側方移動量が不足する可能性がある。さらに、高齢者は固有受容感覚の低下によって四肢の位置を認識する感度が低下し、この加齢変化が四肢の可動性に多大な影響を及ぼす¹⁴⁾。ペダル操作は視覚的なターゲットがなく、制約のない空間で行われるスキルベースの動作であるため足位置の感覚の認識が重要である¹²⁾。つまり、足を浮かさずに踏み替えを行う場合は、股関節の可動不足などにより足先の側方移動量が不足することに加え、足先の位置感覚にズレが生じることで両方のペダルを踏む可能性がある。しかし逆をいえば、複数の関節を稼働させる踏み替えよりも、足を浮かさずに股関節内旋だけで行う戦略の方が足位置の認識がしやすく重大なペダルエラーを防いでいる可能性もある。

一方で、エラー有り群のスイッチ相において足関節を背屈させる作用がある前脛骨筋の活動性が高かった。これは、エラー有り群では踏み替えに股関節を屈曲しない運動戦略をとるため、足関節の背屈によって足先の上方移動を担保していると考えられる。ただし、アクセルペダルの踏力調整には前脛骨筋が主の役割を果たし、高齢運転者では1時間運転すると前脛骨筋に筋疲労が発生する¹⁵⁾。足関節のみで足先の上方移動戦略をとる者は、疲労状態ではその移動量が低下し、ペダルエラーを引き起こすことが懸念される。さらに、エラー有り群のスイッチ相では前脛骨筋とヒラメ筋の同時活動時間が長かった。エラー有り群では足関節主体の踏み替え戦略をとることで、主動作筋と拮抗筋の共収縮が増大する可能性がある。相反性抑制の低下による過度な共収縮はスムーズな関節運動を妨げ¹⁶⁾、高齢運転者でペダル踏み替え時にヒラメ筋の活動が抑制されにくいことがわかっている⁴⁾。このような神経学的な制御異常はエラー有り群で認められた足先の震えにも関連している可能性がある。

④ 結論

本研究では、高齢ドライバーにおける自動車ブレーキ急制動時の生体情報を分析した。両方のペダルを踏むことが確認されたエラー有り群は、通常時のペダル踏み替えにおいて所要時間が延長する傾向があった。エラー無し群は股・膝関節を屈曲させ下肢全体を持ち上げるように踏み替えを行うが、エラー有り群は踵を床に接地させたまま股関節を内旋することで踏み替えを行う傾向があることがわかった。これには加齢による筋機能や関節可動域の低下が関与する可能性が示唆される。ただし、本研究で得られたデータは、車種や運転姿勢によって傾向が変わる可能性があることに留意しなければならない。

参考文献

- 1) 交通事故発生状況：警察庁Webサイト，令和6年上半期における交通死亡事故の発生状況pdf.
https://www.npa.go.jp/publications/statistics/koutsuu/jiko/R6kamihanki_bunseki.pdf (2024/9/18閲覧)
- 2) Lodha N, Moon H, Kim C, Onushko T, Christou EA. Motor Output Variability Impairs Driving Ability in Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2016;71(12):1676-1681.
- 3) Kido A, Tanaka N, Stein RB. Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. *Can J Physiol Pharmacol*. 2004 Apr;82(4):238-248.
- 4) Fujita K, Kobayashi Y, Sato M, Hori H, Sakai R, Ogawa T, Sugano T, Kawabata K, Hitosugi M. Kinematic and Electrophysiological Characteristics of Pedal Operation by Elderly Drivers during Emergency Braking. *Healthcare (Basel)*. 2021 Jul 6;9(7):852.

- 5) 藤田和樹, 小林康孝, 川端香, 一杉正仁. 自動車ペダル踏み間違い発生時の生体運動解析. 日本交通科学学会誌. 2022;22(1):14-25.
- 6) Kaasinen V, Vilkinen H, Hietala J, Nägren K, Helenius H, Olsson H, Farde L, Rinne J. Age-related dopamine D2/D3 receptor loss in extrastriatal regions of the human brain. *Neurobiol Aging*. 2000 Sep-Oct;21(5):683-688.
- 7) McGehee DV, Roe CA, Boyle LN, Wu Y, Ebe K, Foley J, Angell L. The wagging foot of uncertainty: data collection and reduction methods for examining foot pedal behavior in naturalistic driving. *SAE International journal of transportation safety*. 2016;4(2):289-294.
- 8) Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*. 2013;26(4):863.
- 9) Bucshazy K, Svozilova V, Semela M, Stana I, Gruberova O. Analysis of Driver Reaction During Braking and Avoidance Maneuver. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2019;603(4):042085
- 10) Cantin V, Blouin J, Simoneau M, Teasdale N. Driving in a Simulator and Lower Limb Movement Variability in Elderly Persons: Can We Infer Something About Pedal Errors. *Adv Transp Stud*. 2004;39-46.
- 11) Nilwik R, Snijders T, Leenders M, et al.: The decline in skeletal muscle mass with aging is mainly attributed to a reduction in type II muscle fiber size. *Exp Gerontol*. 2013;48:492-498.
- 12) Wu Y, Boyle LN, McGehee DV. Evaluating variability in foot to pedal movements using functional principal components analysis. *Accid Anal Prev*. 2018;118:146-153.
- 13) Kouyoumdjian P, Coulomb R, Sanchez T, Asencio G. Clinical evaluation of hip joint rotation range of motion in adults. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012;98(1):17-23.
- 14) Ferlinc A, Fabiani E, Velnar T, Gradisnik L. The Importance and Role of Proprioception in the Elderly: a Short Review. *Mater Sociomed*. 2019;31(3):219-221.
- 15) Jammes Y, Behr M, Weber JP, Berdahl S. Consequences of simulated car driving at constant high speed on the sensorimotor control of leg muscles and the braking response. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2017;37(6):767-775.
- 16) Hirabayashi R, Edama M, Kojima S, Nakamura M, Ito W, Nakamura E, Kikumoto T, Onishi H. Effects of Reciprocal Ia Inhibition on Contraction Intensity of Co-contraction. *Front Hum Neurosci*. 2019;12:527.