

TUMSAT-OACIS Repository - Tokyo

University of Marine Science and Technology

(東京海洋大学)

深度カメラ画像解析による自動車ドライバーの頭部
三次元重心安定評価

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2022-08-12 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 西亀, 貴之 メールアドレス: 所属:
URL	https://oacis.repo.nii.ac.jp/records/2520

修士学位論文

深度カメラ画像解析による
自動車ドライバーの頭部三次元重心安定評価

2021 年度

(2022 年 3 月)

東京海洋大学大学院

海洋科学技術研究科

海運ロジスティクス専攻

西亀 貴之

修士学位論文

深度カメラ画像解析による
自動車ドライバーの頭部三次重心安定評価

2021 年度

(2022 年 3 月)

東京海洋大学大学院
海洋科学技術研究科
海運ロジスティクス専攻

西亀 貴之

目次

第1章	はじめに	1
第2章	3D重心検知理論の人間への適用	2
2・1	運転中のドライバーの頭部のモデル化	2
2・2	運転中のドライバーの頭部のZ方向単振動の定式化	3
2・3	運転中のドライバーのロール方向揺動の定式化	3
2・4	ドライバーの頭部の重心位置(L)の算出	4
2・4	ドライバーの頭部の重心限界位置(Lmax)の算出	5
第3章	普通自動車ドライバーへの3D重心検知理論の適用	7
3・1	普通自動車ドライバーの重心位置の検証	7
3・1・1	3D重心検知理論のドライバーへの適用実験の方法	7
3・1・2	3D重心検知理論適用のためのデータ取得方法	8
3・1・3	3D重心検知理論適用のためのデータ解析①(大まかなノイズ除去)	9
3・1・4	3D重心検知理論適用のためのデータ解析②(頭部の揺動抽出と無次元化)	10
3・1・5	3D重心検知理論適用のためのデータ解析③(ロールとピッチの比較)	11
3・1・6	3D重心検知理論適用のためのデータ解析④(重心によって発生している揺動の選択)	12
3・1・7	普通自動車ドライバーへの3D重心検知理論の適用結果	13
3・2	運転以外の運動の有無と疲労の関係	13
3・2・1	ドライバーの疲労定義	14
3・2・2	運転以外の運動を組み入れる実験方法	14
3・2・3	実験結果に基づく運転以外の運動と運転の疲労との関係	14
3・3	普通自動車の長距離運転と疲労関係	15
3・3・1	長距離運転実験の実験方法	15
3・3・2	長距離運転実験の実験結果	15
3・4	普通自動車ドライバー実験—今後の課題	17
第4章	ミニカードライバーへの3D重心検知理論の適用	18
4・1	ミニカードライバーへの重心位置検証目的と準備	18
4・1・1	ミニカー実験装置(ミニカーの改造)	18
4・1・2	データ解析方法(データ整形)	20
4・1・2	データ解析方法(FFT解析とノイズ除去)	21
4・1・3	データ解析方法(V_z と V の識別方法とパターン)	24
4・1・4	データ解析方法(パターン選別)	25
4・2	ミニカードライバー解析実験	27
4・2・1	ミニカードライバー通常状態解析実験方法	28
4・2・2	ミニカードライバー通常状態解析実験結果	29
4・3	ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験	34
4・3・1	ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験方法	34

4・3・2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果.....	34
4・4 ミニカードライバー実験—今後の課題.....	40
第5章 おわりに.....	41
謝辞.....	43
参考文献.....	44
付録.....	45

第1章 はじめに

厚生労働省が発表している令和2年の「業種、事故の型別死傷災害発生状況」⁽¹⁾によると、令和2年事故の型別起因物別死亡災害発生状況802件のうち、「物上げ装置、運搬機械」が最も多く308件で全体の38%を占める。中でも、「トラック」、「乗用車、バス、バイク」、「フォークリフト」の順で多いことが分かる。これらが原因で起こっている事故を減らすことが出来れば、死亡災害が起きにくいと考える。また、令和2年版交通安全白書⁽²⁾によると死亡事故原因のうち55.8%が前方不注意などによる安全運転義務違反によって起こっている。ドライバーの疲労からくる判断ミスは重大な事故に直結する。これを解決するためには、疲労を計測し、マネジメントできるようにすることが重要である。

疲労による事故防止のため、現場作業員が体感する疲労を評価する方法としては、スマートウォッチでの心拍数や血圧、脈拍といったバイタルデータでの計測が一般的である。しかし、運転中に計測するためには、ウェアラブルの生体計測機器を携行するか、運転を中断する必要がある。計測するために、普段通りの運転をすることができず、疲労を計測するために余計疲労してしまう結果にもなる。そこで、ノンウェアラブルの疲労測定をすることができれば、運転中のドライバーの疲労度を非接触で測定することができるため、ドライバーは余計な作業をする必要がない。そのため、ドライバーは普段通り運転しているだけで、疲労の管理ができるようになり、適切な休憩をとれるようになるため、事故を未然に防ぐことができると考える。

先行研究である小日向の研究⁽³⁾によると、3D重心検知理論から歩行時の疲労を計測できることが確認されている。しかし、ウェアラブルの計測装置を用いて、被験者の頭部の揺動を計測していた。本研究では、ノンウェアラブルな計測装置である深度カメラにより、運転中のドライバーの揺動を計測することで、3D重心検知理論を運転中のドライバーに適用できるか確認する。まず、第2章では本論文の基盤となる3D重心検知理論から人間重心検知の導出に至る過程を論述する。次に第3章および第4章では、ドライバーに3D重心検知を適用した際の分析を行った。第3章では、長距離トラックドライバーを想定して行った、乗用車を用いて公道を運転した、普通自動車ドライバー実験について扱う。第4章ではフォークリフトドライバーを想定して、ミニカーを用いて東京海洋大学越中島キャンパスで計測した、ミニカードライバー実験について扱う。第5章では各章のまとめ及び考察結果を示す。

第 2 章 3D 重心検知理論の人間への適用

2・1 運転中のドライバーの頭部のモデル化

本研究で用いる 3D 重心検知理論 (D3DCG: Detection of Three-Dimensional Centre of Gravity) は、揺動しているばね構造体の重心高を測定する理論である。これを図 2-1 に示す。人間の頭を支えている筋肉をばねと仮定することにより、人間の頭部をばね構造体として、3D 重心検知理論を適用できると考えた。しかし、3D 重心検知理論は自動車や鉄道車両等の適用が可能であることが分かっているが、ドライバーに適用可能かは実証されていない。そこで、本章では一般道を運転しているドライバーを想定した実験を行い、3D 重心検知理論が適用できるかを実証する。3D 重心検知理論の適用に当たっては、ドライバーの頭部を、頭と頭を支えるばねの役割をする頸によって構成されるモデルで、再現できると仮定する。当該モデルを図 2-2 に示す。また、座位人体の座標系は、国際規格 ISO2631-1⁽⁶⁾ に従い、人体の前後、左右、鉛直方向をそれぞれ X, Y, Z 方向、各並進軸回りの回転をそれぞれ、ロール、ピッチ、ヨー方向とする。

以上の仮定のもと、運転中のドライバーは自動車からランダムな外乱を受ける。ランダムな外乱を受けることで、ドライバーの頭は、図 2-1 の点線矢印が示すような重心位置固有の Z 方向の単振動、ローリング、ピッチングを生ずる。

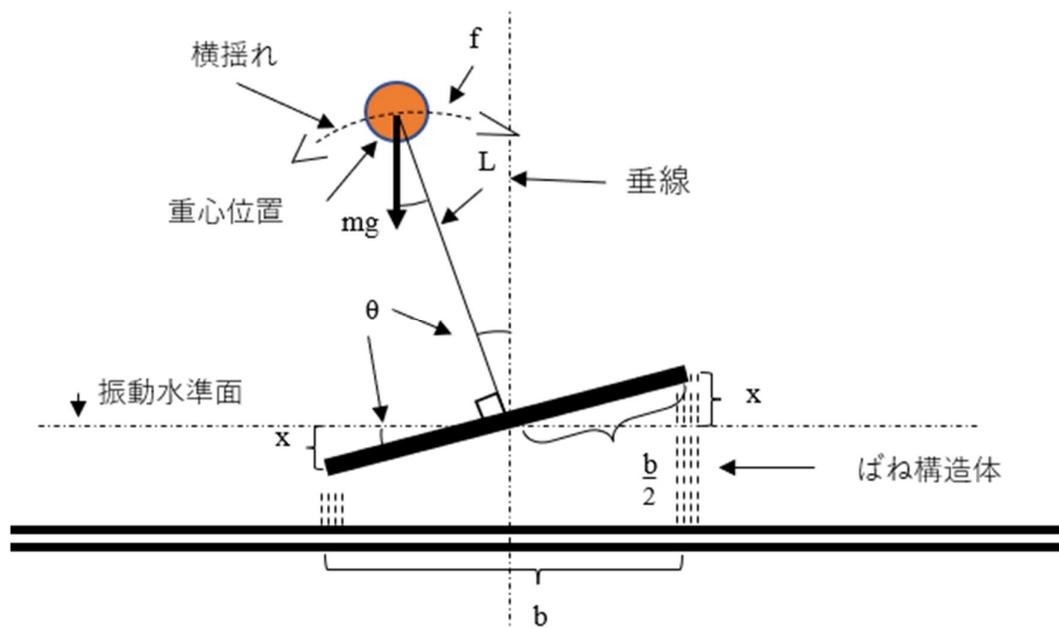


図 2-1 3D 重心検知理論における円運動の回転モーメントと復元力の関係

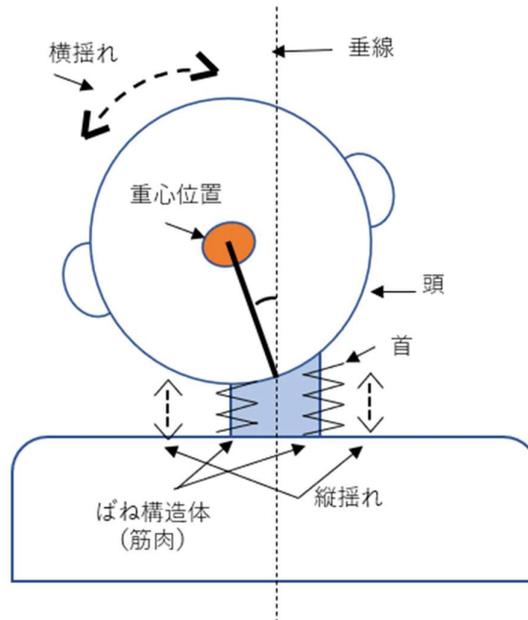


図 2-2 頭部への 3D 重心検知理論適用モデル

2・2 運転中のドライバーの頭部の Z 方向単振動の定式化

運転中のドライバーの頭の Z 方向の単振動を定式化すると、式 (1) となる。

$$t = 2\pi \sqrt{\frac{m}{2k}} \quad (1)$$

ここで、

t : ドライバーの頭の Z 方向の単振動周期 (sec)

π : 円周率

k : 頭を支える頸の左右個々のばね定数 (N/m)

m : 頭の質量 (kg)

とする。

なお、ここではばね定数の k に関しては、図 2-2 に示すように、ドライバーの頭を支えているばねは左右対称に 2 対あるため、式 (1) においては $2k$ となる。

運転中のドライバーの頭のローリング中心は、頭蓋骨と脊椎をつなぐ関節である軸椎だと考える。本研究では、これを頭部揺動中心軸と定義する。これにより、ローリング中のある瞬間のドライバーの頭の、回転モーメントと力のバランスの関係は図 2-1 によりモデル化できる。なお、図 2-2 の点線は自動車の外乱により生じる、重心位置固有のローリングを示す。

2・3 運転中のドライバーのロール方向揺動の定式化

図 2-2 より、回転モーメントと力のバランスの関係は式 (2) に記述できる

$$Lf = -kxb + mgL\sin\theta \quad (2)$$

ここで、

f : 頭の重心位置に対し、回転角の接戦方向に加わる力 (N)

g : 重力加速度(m/s²)

θ : 頭のローリング中のある瞬間の角度(rad)

L : 頭部揺動中心軸から頭の重心位置までの高さ(m)

x : 頭を支える頸のある瞬間の変位(m)

b : 頭部揺動中心軸から頭の質量を支えている部分の幅 (首幅) (m)

とする。

さらに、図 2-2 より $x=(b/2)\sin\theta$ である。このことから式 (3) が成り立つ。

$$f = -\frac{m}{L}\left(\frac{kb^2}{2m} - gL\right)\sin\theta \quad (3)$$

頭のローリング角度は微細なものであると仮定する。三角関数の特性より θ が十分小さくなり、式 (4) が成立する。

$$f = -\frac{m}{L}\left(\frac{kb^2}{2m} - gL\right)\theta \quad (4)$$

この式系は L を半径とした円運動の方程式と同値となるため、式 (5) が成立する。

$$\frac{d^2\theta}{dt^2} = -\frac{1}{L^2}\left(\frac{kb^2}{2m} - gL\right)\theta \quad (5)$$

ここで、 ω を固有振動数と置けば、式 (6) が導ける。

$$\omega = -\frac{1}{L}\sqrt{\frac{kb^2}{2m} - gL} \quad (6)$$

頭のローリング周期を T とすると、 $T=2\pi/\omega$ であるため、式 (7) が成り立つ。

$$T = -\frac{2\pi L}{\sqrt{\frac{kb^2}{2m} - gL}} \quad (7)$$

2・4 ドライバーの頭部の重心位置 (L) の算出

周波数は周期の逆数として記述されるので、 t と T に対応する周波数をそれぞれ V_Z および V_R とおくと、式 (1) と式 (7) により、式 (8) と式 (9) が成立する。

$$V_Z = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{2k}{m}} \quad (8)$$

$$V_R = \frac{\sqrt{\frac{kb^2}{2m} - gL}}{2\pi L} \quad (9)$$

ここで、式 (8) と式 (9) において V_Z と V_R は、頭の Z 方向の単振動の固有周波数と、ローリングの固有周波数を計測すれば既知となる。さらに両式において、ばね定数と質量が k/m となって一体化しているので消去できる。従って、未知数を L として両式の連立方程式を整理すると、式 (10) を得る。

$$L^2 + \frac{g}{4\pi^2 V_R^2} L - \frac{b^2 V_Z^2}{4V_R^2} = 0 \quad (10)$$

頭のピッチングの固有周波数を V_P とおき、ピッチ方向で未知数 L について式を導出すれば、式 (11) を得る。

$$L^2 + \frac{g}{4\pi^2 V_P^2} L - \frac{b^2 V_Z^2}{4V_P^2} = 0 \quad (11)$$

ここで、式 (11) についてはばね定数 k や質量 m が含まれないことから、重心検知の際に対象物のばね定数と質量を計測せずに V_Z と V_P を計測することができれば、対象物の重心位置を算出することができる。

走行中の自動車や鉄道においては、この 3D 重心検知理論によりリアルタイムに 3D 空間上の重心位置が検知できることが分かっている。重心位置を把握することにより、物体の倒れやすさや走行車両の横転事故を未然に防ぐ手立てになっている。これを人間に応用した際に、同一人物の質量 m と重心位置 L が変化しないことを利用して V_Z と V_P からばね定数 k の変化を求め人間の疲労を把握することによって危険を未然に防ぐことが本論文の目標である。

2・5 ドライバーの頭部の重心限界位置 (L_{max}) の算出

3D 重心検知理論から、頭部の重心位置を計測できることが確認された。そこで、何もしていなくても横転してしまう重心限界位置を算出する。式(3)の f が、重力に抗する復元力になる時、式(12)が満たされている。

$$\frac{kb^2}{2m} - gL > 0 \quad (12)$$

そのため、物体が横転に至る限界高さを L_{max} とおけば、式(13)を満たす。

$$L_{\max} = \frac{kb^2}{2mg} \quad (13)$$

式(13)に式(8)を代入することにより、式(14)が成立する。

$$L_{\max} = \frac{\pi^2 v'^2 b^2}{g} \quad (14)$$

これにより、物体の横転に至る重心の高さ L_{\max} は Vz とばね構造体の幅の長さ b によって定まることが分かった。 L/L_{\max} により、物体が限界高さまでの割合を求めることで、物体の安定度の指標とする。 L/L_{\max} が小さい方が物体は安定している。

第3章 普通自動車ドライバーへの3D重心検知理論の適用

3・1 普通自動車ドライバーの重心位置の検証

ドライバーの疲労からくる判断ミスは重大な事故に直結する。これを解決するためには、疲労を計測し、マネジメントできるようにすることが重要である。しかし、運転中に疲労を計測するためには、接触型の生体計測機器を携行するか、運転を中断する必要がある。計測するために、普段通りの運転をすることができず、疲労を計測するために余計疲労してしまう結果にもなる。そこで、深度カメラを用いた疲労測定をすることができれば、運転中のドライバーの疲労度を非接触で測定することができるため、ドライバーは余計な作業をする必要がない。そのため、ドライバーは普段通り運転しているだけで、疲労の管理ができるようになり、適切な休憩をとれるようになるため、事故を未然に防ぐことができると考える。

上記の目的を達成するために、本研究では、深度カメラにより運転中のドライバーの揺動を計測し、3D重心検知理論を適用することで、運転中のドライバーの疲労を計測できるか検証する。

3・1・1 3D重心検知理論のドライバーへの適用実験の方法

2章で示した3D重心検知理論の妥当性を確かめるために、普通自動車ドライバーの頭の重心位置計測を行った。



図 3-1-1 計測に使用した深度カメラ (Azure Kinect DK)

本研究ではドライバーの振動計測する機器として深度カメラを使用した。人間に3D重心検知理論を適用した既往研究では、振動の計測にあたって被験者に3軸加速度センサと3軸角速度センサが取り付けられたヘルメットを被験者に被らせていた。しかし、これではドライバーに余計なストレスを与えてしまうと考えた。ドライバーは計測するために装置を身に着ける必要がなく、自然な運転が可能になる深度カメラによって、ノンウェアラブルで被験者を計測する。深度カメラはMicrosoft社のAzure Kinect DKを使用した。最高速のサンプリング周波数(30Hz)を得ることを目的にNFOV 2x2 Binnedモードを使用した。図3-1-1に示すように、ダッシュボードの上に深度カメラを固定し、Microsoft社が公開しているBody Tracking SDKを使用してドライバーの骨格情報を取得した。解析

に使用したノート PC のスペックは Intel(R) Core i7 プロセッサ、16GB メモリ、グラフィックボードは NVIDIA GEFORCE GTX 2070 を使用した。計測中のノート PC を充電するために、出力 500W のポータブル電源を使用した。また、実験には 1800cc の乗用車を用いた。

実験に使用した道路は、もっとも多用される運転環境を想定して一般道を選択した。また、深度カメラの運用環境を保つために、1 回の計測時間を約 5 分とした。

3・1・2 3D 重心検知理論適用のためのデータ取得方法

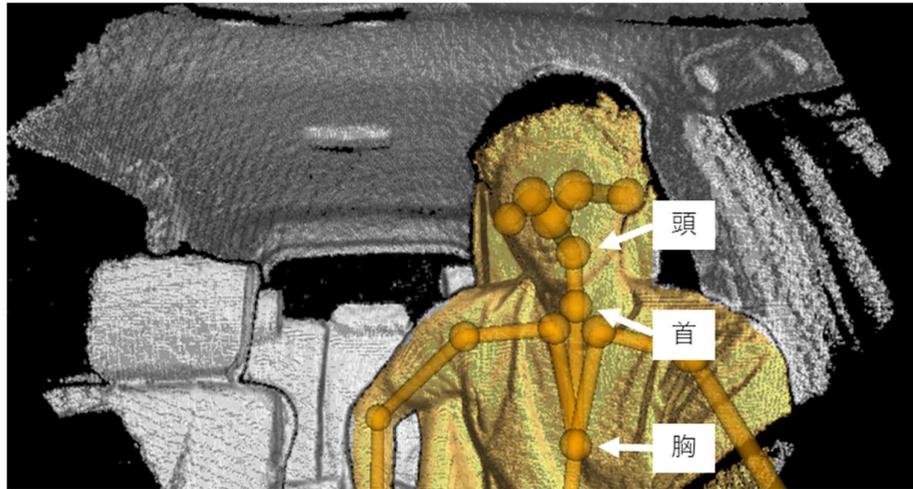


図 3-1-2 ドライバーの骨格座標取得例

図 3-1-2 に示された骨格情報の中から頭、首、胸のそれぞれの関節の座標データと、方向データを取得した。取得した座標データの Z 座標を FFT 解析することにより、Z 方向の単振動の固有周波数 (V_Z) を得た。取得した方向データのロール方向とピッチ方向の角度を FFT 解析することにより、ローリングの固有周波数 (V_R) とピッチングの固有周波数 (V_P) を得た。式 (10)、式 (11) によって、揺動中心軸から重心位置までの高さ (L) の検知を行う。この時、揺動水準面を第 7 頸椎の位置とし、ばね幅 (b) を首幅とした。

例として、20 代男性の約 5 分間の取得データから、頭の Z 方向の座標データを図 3-1-3 に、ロール方向の角度データを図 3-1-4 に、ピッチ方向の角度データを図 3-1-5 に示す。縦軸はそれぞれ Z 座標の位置、ロール方向の角度、ピッチ方向の角度を示し、横軸は経過時間を示す。

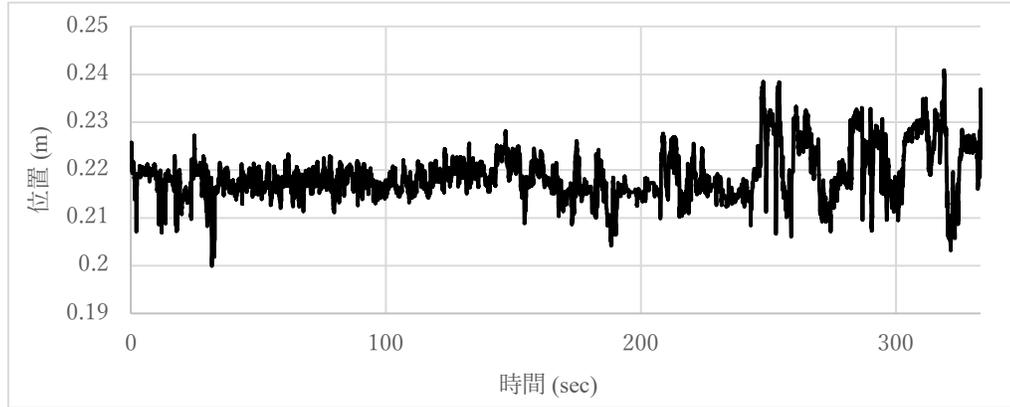


図 3-1-3 20 代男性の頭の Z 座標位置

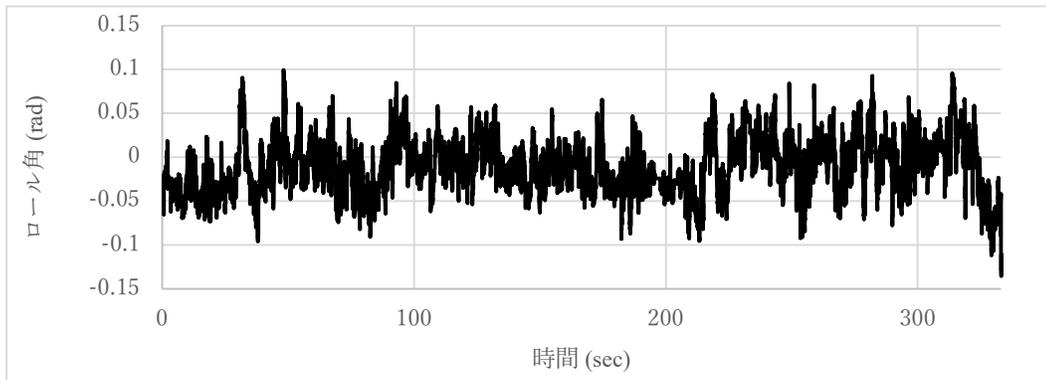


図 3-1-4 20 代男性の頭のロール角

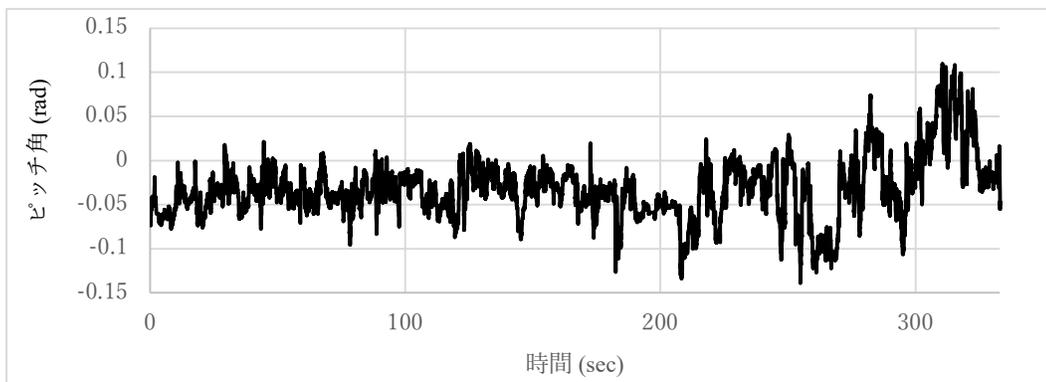


図 3-1-5 20 代男性の頭のピッチ角

3・1・3 3D 重心検知理論適用のためのデータ解析①（指数バイアスノイズ除去）

ドライバーは運転している時に、左右確認など大きく頭を動かすことがある。このような大きい動作（周期の無いバイアス）を取り除くために、取得データからハイパスフィルタにより、FFT 解析の最小単位である 0.125Hz 以下を取り除いた。また、サンプリング周波数が 30Hz であるため、15Hz

以上の周波数を FFT 解析しても解析することができない。そのため、取得データからローパスフィルタにより 15Hz 以上を取り除いた。その後、サンプリング数 256 で FFT 解析を行った。さらに、誤差の低減を目的として、約 5 分間の計測結果である 10000 個のデータの一つずつずらしながら FFT 解析を行い、平均化を行った。この処理を行った Z 座標の位置データ結果を図 3-1-6 の黒線に示す。図 3-1-6 より、FFT 解析後の結果に指数バイアスがかかっている。このバイアスは深度カメラによってデータを取得しているため、加速度センサのように直接データを取得するよりノイズがのりやすいこと、自動車からくる外乱も計測していることが考えられる。ノイズを取り除くために FFT 解析後のデータを B スプラインフィット関数によって、大まかなノイズを取り除いた。取り除くために使用したスプラインフィットの位置を図 3-1-6 の青点線に示す。取り除いた結果を図 3-1-7 に示す。図 3-1-6 と図 3-1-7 は縦軸が縦揺れの振幅を示し、横軸が周波数を示す。

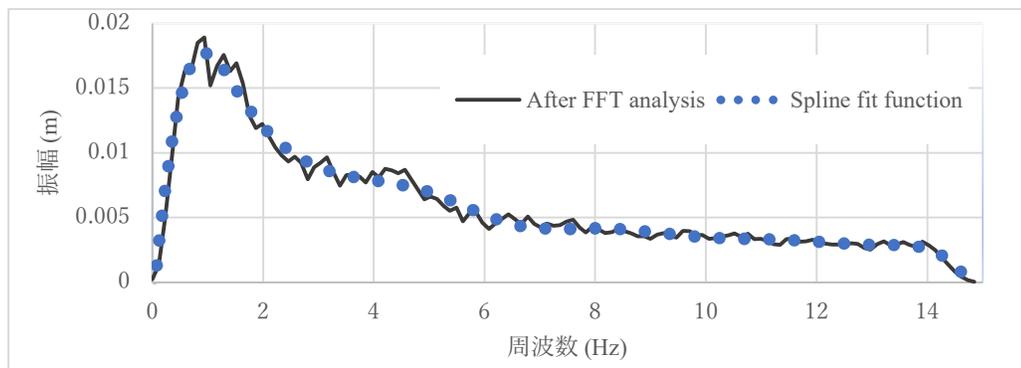


図 3-1-6 FFT 解析後の Z 座標の位置とスプラインフィット関数

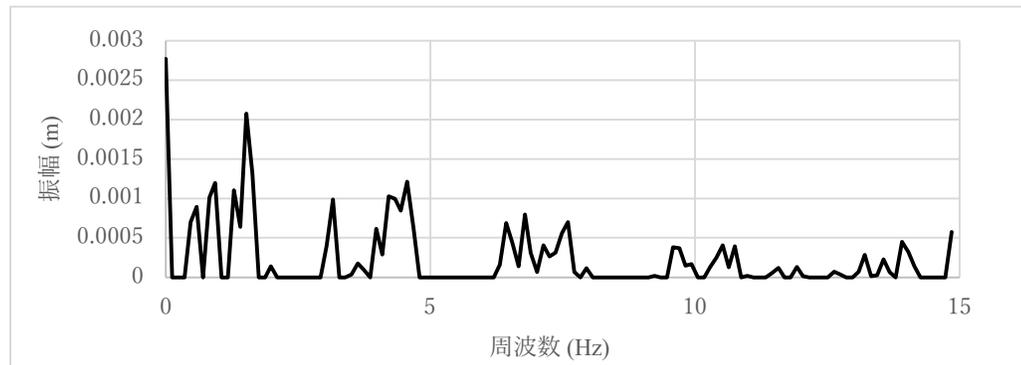


図 3-1-7 FFT 解析後の Z 座標の位置からスプラインフィット関数を取り除いた解析データ

3・1・4 3D 重心検知理論適用のためのデータ解析②（頭部の揺動抽出と無次元化）

頭の揺動の計測結果には、心臓の鼓動や運転による腕の動きや胸が連動しているため、重心によって発生する固有揺動だけを計測する必要がある。そのため、頭の計測結果から、首と胸の計測結果を引くことによって、純粋な頭部の揺動を抽出する解析を行う。初めに、顕著な振幅を抽出するために、3・1・3 の処理を行ったデータをパワースペクトル化した。次に、各部位の振幅の大きさを合わ

せるために、それぞれの振幅和を 1 になるように無次元化した。無次元化したものを図 3-1-8 に示す。この時、青色 2 重線が頭部の揺動データを示し、オレンジ色一本線が首の揺動データを示し、グレー色点線が胸部の揺動データを示す。また、縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示している。この無次元化された頭のデータから、首と胸のデータを取り除いたものを、抽出した頭部の揺動とする。解析された揺動データを他の時間に計測した解析結果と比較しやすくするために振幅最大値を 1 になるように無次元化した。抽出された頭部の揺動データを図 3-1-9 に示す。このとき、縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示す。図 3-1-8 と図 3-1-9 を比較すると、振幅が山なりになっている数が、図 3-1-9 の方が少なくなっていることが分かる。よって、ノイズを取り除くことができていると考える。

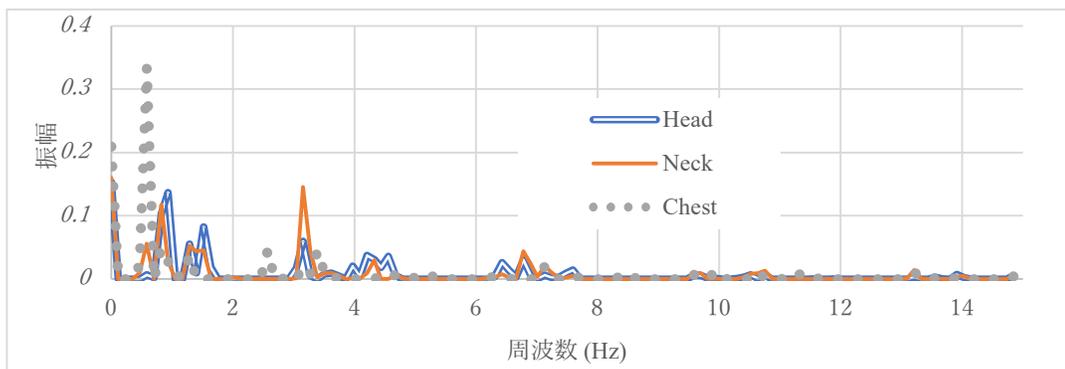


図 3-1-8 無次元化された各部位の揺動データ

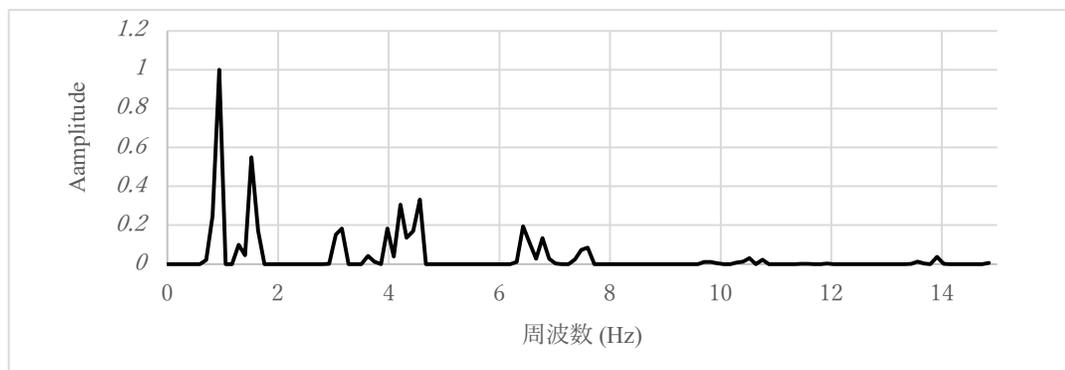


図 3-1-9 無次元化された頭部の揺れを抽出した揺動データ

3・1・5 3D 重心検知理論適用のためのデータ解析③（ロールとピッチの比較）

ロール方向とピッチ方向の解析結果を比較した。重心によって発生する固有揺動とみられる揺動が、計測によってはロール方向だけに現れたり、両方ともに現れたりした。首は円柱であるため、ロール方向とピッチ方向の b は一定になる。そのため、式 (10) 式 (11) より、ロール方向とピッチ方向の L の大きさは一定になる。ロール方向とピッチ方向の揺れを合わせて横揺れ V とし、式 (15) を得る。ロール方向とピッチ方向は振幅が大きい方を重心によって発生する固有揺動の横揺れ V とした。

$$L^2 + \frac{g}{4\pi^2 V^2} L - \frac{b^2 V_Z^2}{4V^2} = 0 \quad (15)$$

3・1・6 普通自動車ドライバーへの自動車からの外乱の影響

解析によって得られた揺動が自動車から発生している揺動が自動車からの外乱であるか確かめるために、自動車の揺動と縦揺れを比較した。自動車からの外乱は深度カメラについている、加速度センサによって取得した。振幅の発生傾向を定量的に比較するために、両データともに最大振幅値を1になるように無次元化を行った。車のz軸加速度のFFT結果と、頭部の縦揺れ振動解析結果を図3-1-10に示す。ドライバー頭部縦揺れを黒単線で示し、自動車縦揺れを緑二重線で示す。

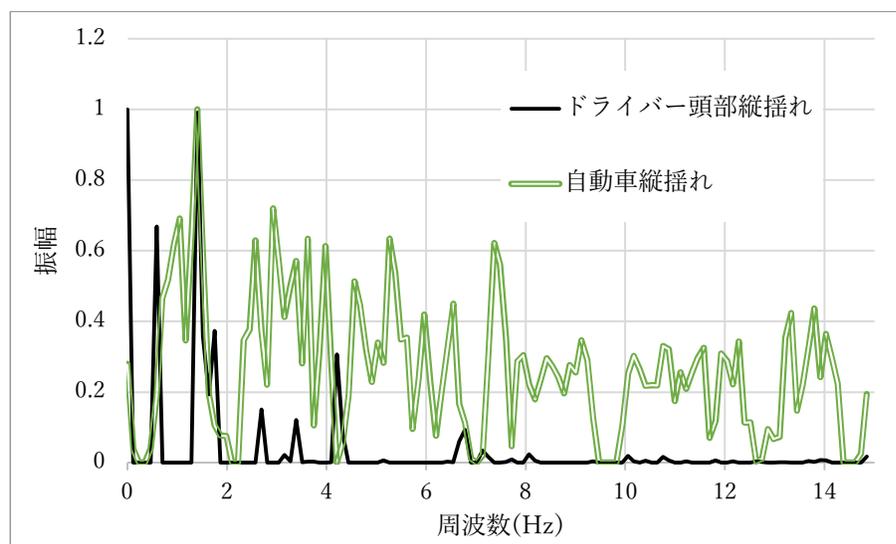


図 3-1-10 ドライバー頭部縦揺れと自動車縦揺れ

図 3-1-10 より、自動車縦揺れは常に振幅が大きくなっているが、ドライバー頭部縦揺れはそうではない。この図より、明らかにドライバー頭部縦揺れと自動車縦揺れに相関がないことが分かった。そのため、解析により、自動車からくる外乱の影響を取り除くことが出来ていると考える。

3・1・7 3D 重心検知理論適用のためのデータ解析④（重心によって発生している揺動の選択）

ノイズの影響をさらに取り除くことと、重心によって発生する揺動の傾向を知ることを目的に、3・1・5の解析方法で処理した5分間の計測データを足し合わせた。20代男性の4回分の解析結果の合計を図3-1-11に示す。縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示す。青色二重線が縦揺れ周波数（ V_Z ）を示し、オレンジ色一本線が横揺れ周波数（ V ）を示す。

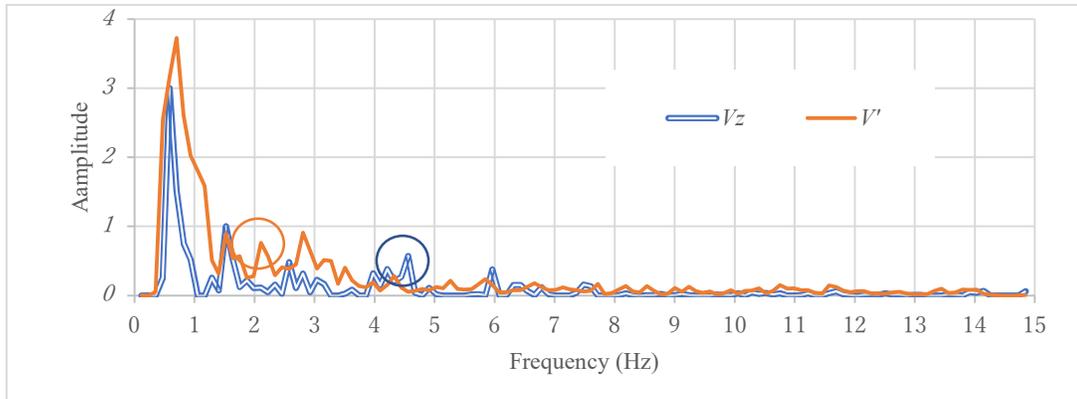


図 3-1-11 20 代男性の平滑化された揺動データ。

図 3-1-11 より、0~2Hz に振幅が大きい周波数帯がある。しかし、 V_z と V' が互いに干渉しているため独立性が判断しにくい。また、0~2Hz は自動車の外乱の影響も強いいため、ノイズ集積されてしまう場合が多く、安定していない。そのため、0~2Hz の周波数を除く周波数帯の中で振幅が最大になる周波数を、重心によって発生する固有周波数であると判断した。図 3-1-11 の時、 V_z は 4.56Hz になり、 V' は 2.10Hz になる。

既往文献である歩行時の人間重心検知の実験結果⁽³⁾でも、頭部の重心によって発生する揺動は 3~5Hz 付近であった。

3・1・8 普通自動車ドライバーへの 3D 重心検知理論の適用結果

3D 重心検知理論をドライバーに確認できるかを確かめるために、20 代男性と 50 代女性を対象に実験を行い、実験結果を表 3-1-1 にまとめた。また、式 (15) に固有周波数を代入した L と、既往文献⁽⁷⁾を参考に定規によって計測した重心位置を表 3-1-1 にまとめた。

表 3-1-1 普通自動車ドライバーへの 3D 重心検知理論適用結果

被験者	V_z (Hz)	V' (Hz)	b (m)	3D 重心検知理論による重心位置 (m)	定規と重心比によって計算した重心位置(m) ⁽⁸⁾
20 代男性	4.56	2.81	0.12	0.083	0.087
50 代女性	3.85	2.10	0.10	0.068	0.073

表 3-1-1 より、 L と定規計測した重心位置の誤差は 0.005m 以下になった。この誤差は深度カメラによる計測誤差や、定規計測時の読み取り誤差、猫背などにより重心位置が下がっていたなどが考えられる。

以上より、3D 重心検知理論によってドライバーの頭の重心を計測できることが確認された。

3・2 運転以外の運動の有無と疲労の関係

3・1のドライバーの重心位置の検証によって、3D重心検知理論を使用したドライバーの頭部の重心の計測の妥当性が確認された。ドライバーの疲労度を計測するために、あきらかに肉体疲労している状態と疲労していない状態で、ドライバーの揺動に変化が現れるか計測することを目的に実験を行った。

3・2・1 ドライバーの疲労定義

図3-1-10より、普通自動車ドライバーの振幅が大きい縦揺れがいくつか発生している。この縦揺れは、車による外乱などにより発生しているものなどあるが、3D重心検知理論によって判明した重心により発生する V_z は、式(8)より示される。これは、 m と k により決定される。 m は頭の質量のため、運転中でも変化することはない。 k は頭を支える首の左右個々のばね定数であるため、筋肉が硬化することによって、ばね定数が低くなると考える。また、式(8)より、 k は分子にあるため、疲労によって筋肉が硬化することにより、ばね定数が低くなると、 V_z も低くなると考えられる。従って、揺動によって重心位置を計測出来るときに、重心によって発生する V_z が下がっている場合は、疲労していると考える。

3・2・2 運転以外の運動を組み入れる実験方法

通常の状態を計測するために運転をした。その後に、1時間ほどジョギングをし、十分疲労した後再び同じ道で運転をした。運転出発時に、疲労計測の比較を目的に一般的に疲労計測の指数として使われている心拍数を測定した。

実験に使用した車は1800ccの乗用車を用いた。被験者は20代男性($b=0.12m$)であった。運転したルートは、豊田市内の一般道を使用した。

3・2・3 実験結果に基づく運転以外の運動と運転の疲労との関係

3・2・2項によって得られたジョギング前後の重心によって発生した揺動と、心拍数を表2にまとめた。

表3-2-1 運転以外の運動を組み入れる実験結果

コンディション	V_z (Hz)	V' (Hz)	L (m) by D3DCG	心拍数 (bpm)
ジョギング前	4.34	2.92	0.0758	88
ジョギング後	3.27	2.47	0.0619	118

表3-2-1より、ジョギング前と比べるとジョギング後の方が心拍数が上がっていることから、ジョギングによって身体的に疲労していることが確認できる。 L は表3-1-1と比べると大きくずれているが、これは運転に伴い前のめりとなったため、物理的に L が下がっていると考え。重心位置を計測できているため、重心によって揺動が発生していると考え。 V_z に着目すると、ジョギング前に比べジョギング後では大きく数値が下がっている。ジョギングによって筋肉が硬化したため、ばね定数が低下した結果、式(8)に従い V_z が小さくなったと考える。

この実験により、重心によって揺動が発生している時に、 V_z は式(8)に従うことになるため、

V_z が小さくなれば、疲労していることが分かった。

3・3 普通自動車の長距離運転と疲労関係

3・2節より、ドライバーの肉体疲労を計測できることが確認された。本章では長距離運転をしているドライバーの重心によって発生した V_z を計測することにより、ドライバーの疲労状態を予測することを目的に実験を行った。

3・3・1 長距離運転実験の実験方法

実験に使用した車は 1800cc の乗用車を用いた。実験に使用した道路は、豊田市から田原市まで 95.6km の一般道である。2 時間かけて車を運転し、10 分間の休憩をとり、再び同じ道を運転し出発地点に戻った。深度カメラの運用環境を保つために、12 分ごとに 5 分間の計測を行った。疲労計測の比較を目的に、ドライバーの心拍数を出発時と到着時に計測した。実験開始時刻は 13:46 で、終了時刻は 19:36 だった。被験者は 20 代男性 ($b=0.12m$) であった。

3・3・2 長距離運転実験の実験結果

3・3・1 項によって得られた往復の計測データを 3・1 節の解析方法で解析した。往路の解析結果を時系列ごとにまとめたものを図 3-3-1 に示す。復路の解析結果を時系列ごとにまとめたものを図 3-3-2 に示す。オレンジ色一本線が V_z を示し、グレー色点線が V' を示し、青色二重線が L を示す。また、左側の縦軸が V_z と V' の周波数を示し、右側の縦軸が L の位置を示す。横軸は実験開始からの経過時間を示す。往路と復路の出発、到着時の V_z と心拍数を図 3-3-3 に示す。青色二重線が V_z を示し、オレンジ色一本線が心拍数を示す。左側の縦軸が V_z の周波数を示し、右側の縦軸が心拍数の値を示す。

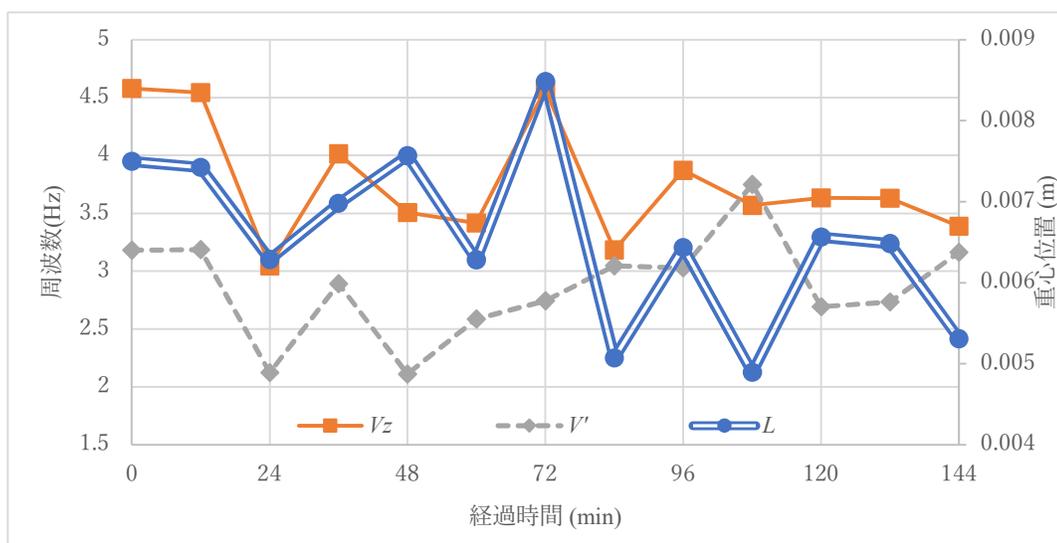


図 3-3-1 往路の周波数と重心位置の変化

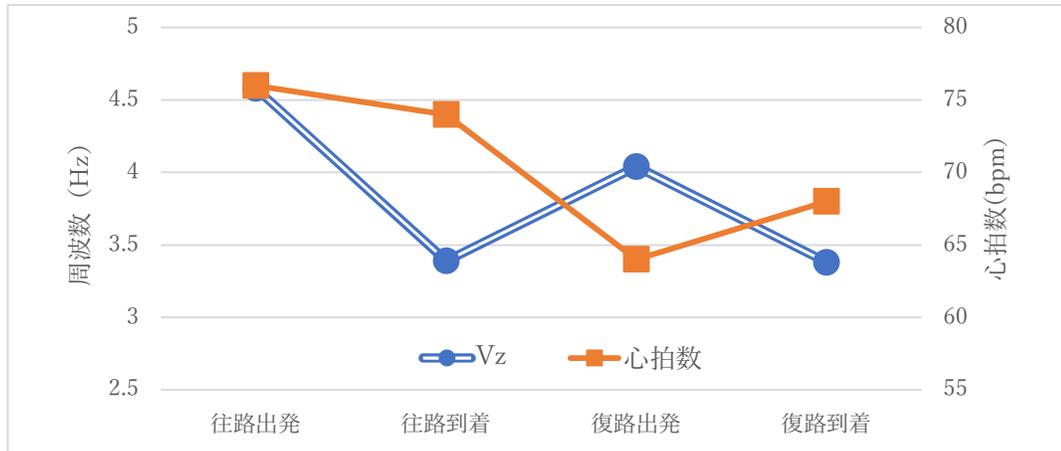


図 3-3-2 復路の周波数と重心位置の変化

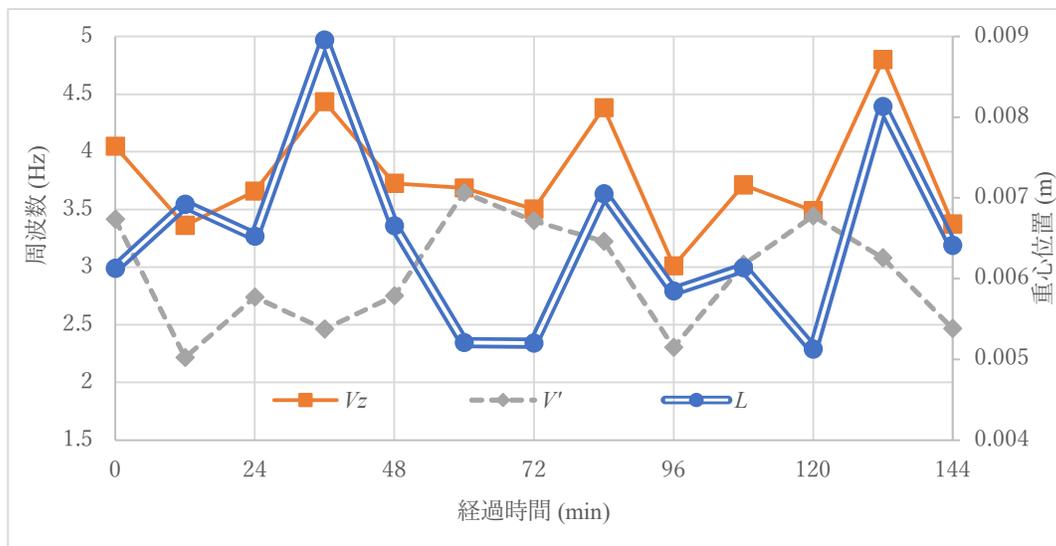


図 3-3-3 出発時と到着時の V_z と心拍数

図 3-3-1 より、 L が時間経過とともに下がっている。これは、運転するときの疲労により頭が前のめりになり、 L が下がっていると考える。よって、3 章で計測した L と値が近いため、 L が計測出来ていると考える。

L が計測できているため、重心によって揺動が発生していると考え。 V_z が、時間経過とともに小さくなっている。よって時間経過とともに、疲労が蓄積されてゆくドライバーの状態を V_z の変化によって計測できると考える。72 分の計測で、 V_z が大きくなっているが、ドライバーが自覚するほど、首に疲労がたまっていたため、首をマッサージした。そのため、筋肉がほぐれ、ばね定数が大きくなったと考えられる。また、道路の状態によって、緊張とリラックスを繰り返しており、渋滞を運転しているときなどは、疲労が回復していると考え。 V' の変化はバラバラで、疲労計測に向いていないと考える。

図 3-3-2 より、 V_z が図 3-3-1 と比べるとジグザクになっている。これは、ドライバーに疲れが蓄積した結果、ドライバーが運転中にマッサージを行うことが多くなり、一時的な疲労回復の回数が多

かったと考える。また、 V_z が回復するのは一時的で、すぐ低下してしまうため、本質的な休憩になっていないことが分かる。また、 V_z が大きくなる前の計測は、 V_z と V が干渉している場合が多く、 V_z と V が干渉している時は、ドライバーが疲労を感じやすいと考える。

図 3-3-3 より、 V_z に着目すると、往路復路どちらも、出発時より到着時の方が V_z が低くなっている。そのため、運転することに疲労が蓄積されていると考える。また、往路と復路の間の休憩で、 V_z が大きくなっているため、休憩によって疲労が取れているといえる。また、往路の出発時と復路の出発時では、往路の出発時の方が高いことから、休憩をとったとしても疲労がすべて取れていないと考える。

また、心拍数では、往路の出発時より到着時の方が心拍数が下がっている。これは、実験開始の緊張感から心拍数が高くなり、到着したことにより緊張がほどけたためだと考える。そのため、心拍数には、緊張などにより、数値が変化するため、純粋な身体的疲労計測に向いていないと考える。

往路と復路を比較して、復路の方が疲労しているため、復路の方が V_z が低下していると片側対立仮説を立てた。往路と復路のそれぞれ 13 回の計測結果を t 検定により分析を行った。また、優位水準 α は 5% とした。分析結果を表 3-3-1 に示す。

表 3-3-1 往路と復路の V_z の t 検定結果

	変数 1	変数 2
平均	6.994739	6.517921
分散	146.1609	126.7804
観測数	14	14
t 値	1.786868	
P(T<=t) 片側	0.048643	
t 境界値 片側	1.770933	

表 3-3-1 より、t 値の値が境界値よりも大きくなっていることから、帰無仮説は棄却され有意差は認められる。これにより、データは同じ傾向にないため、往路と復路を比較して、復路の方が疲労しているため、復路の方が V_z が低下していることが確かめられた。

この実験により、運転による疲労は、重心によって発生する V_z の値の変化から計測できることが確認された。

3・4 普通自動車ドライバー実験—今後の課題

単一被験者の長時間実験により、運転による疲労を計測できることが確認された。今後の課題として、被験者を増やし検証を進めることで、再現性のある疲労測定方法であることを確認する必要がある。また、被験者を増やしたことによって発生する個人差による解析の変化が予想される。そのため、個人差の変化に対応できるようプログラムを改良する必要がある。

第4章 ミニカードライバーへの3D重心検知理論の適用

4・1 ミニカードライバーへの重心位置検証目的と準備

前章までの実験で、3D重心検知理論により重心によって発生した揺動が判別できるため、普通自動車ドライバーの疲労計測ができることが確認できた。しかし、データを取得するためには長時間の運転が必要であり、被験者の確保が難点であった。倉庫などで使われるフォークリフトでも同様にドライバーの疲労度を計測できるか確認するために実験を行った。労働安全衛生規則第151条の5より、最高速度が毎時十キロメートル以下のものは制限速度を定める必要がないことから、時速10キロメートルでのドライバーの重心位置計測実験を行った。大学構内で使用でき、被験者を増やしやすいことから、計測装置として公道走行可能な電動ミニカー（これ以後、ミニカーと記す）を使用して実験を行った。実験によって取得したデータを自作のプログラムによって重心位置を解析した。第3章で使用したプログラムから、ミニカー実験用に適したデータ解析方法に改良した。

4・1・1 ミニカー実験装置（ミニカーの改造）

図4-1-1のミニカーを実験に使用するために、深度カメラ、記録用パソコン、ポータブルバッテリーを搭載できるように改造を行った。ミニカーはACCESS社のSLID LX4W-Lを使用した。



図4-1-1 実験に使用したミニカー



図 4-1-2 深度カメラの搭載方法 ver1

サイドミラーを取り付けるためのねじ穴を使用して、ドライバーの首の高さに深度カメラを取り付けた（図 4-1-2）。筋金をいれることにより、ロール方向の揺動を抑制した。しかし、被験者によっては腕が短いため、深度カメラの計測可能領域より手前に計測部位が入ってしまう。そのため、計測するためには深度カメラを被験者から遠ざける必要があった。しかし、深度カメラを遠ざけるとミニカーからの外乱の影響を受けやすくなってしまった。被験者が腕をいっぱい伸ばすなどすれば計測可能であったが、姿勢維持をするために余計な体力を消耗してしまうと、疲労計測する趣旨と外れるため、深度カメラを被験者から遠ざけることにした。



図 4-1-3 深度カメラ搭載方法 ver2

被験者から遠ざかるように深度カメラを取り付けた(図 4-1-3)。L 字の金具を座席に対して垂直に取り付け、深度カメラを被験者から遠ざけた。外乱からの影響を受けやすくなった分、発泡スチロールによってミニカーに直接固定することで、揺動を抑制した。

4・1・2 データ解析方法(データ整形)

実験によって取得した生データでは、計測中にデータが途切れてしまったり、障害物をよけるために値が大きくずれたりしていることが確認された。そのため、データを解析する前にデータ整形をした。データ整形方法は、データの平均値±(標準偏差*2)の値外のデータを取り除いた。また、データ計測開始時、終了時の立ち上がるなどの動作を取り除くために、開始時と終了時のデータを 30 秒分取り除いた。データ整形前の生データを図 4-1-4 に示し、データ整形後の図 4-1-5 に示す。図 4-1-4 と図 4-1-5 は横軸がデータ数を示し、横軸は深度カメラによって取得した座標位置を示す。

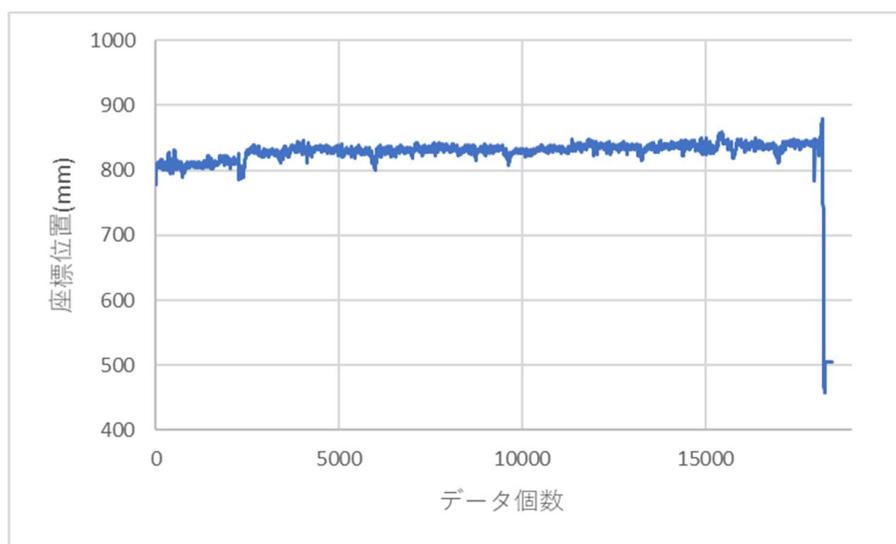


図 4-1-4 z 座標データ整形前

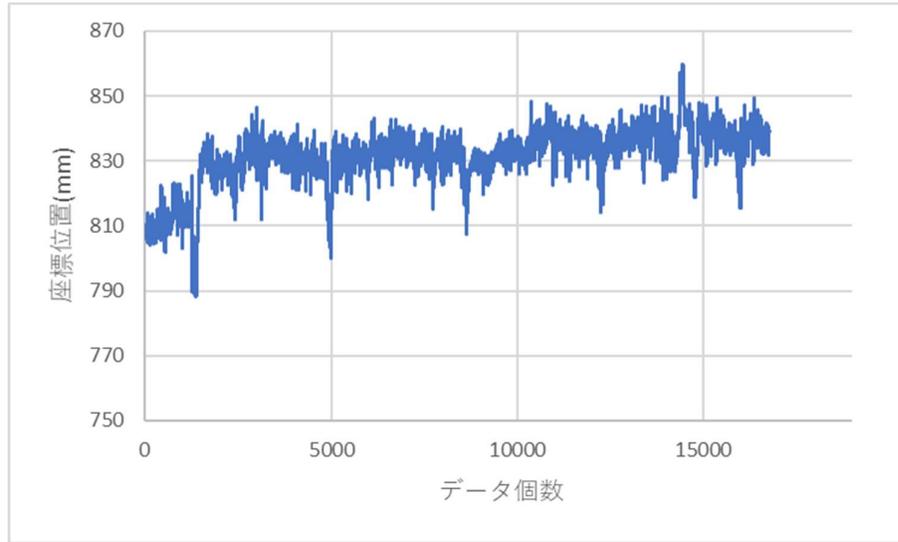


図 4-1-5 z 座標データ整形後

さらに、校内で実験をしているため、5分間の計測をするのに十分な距離な直線がない。そのため、実験棟を周回することによって計測をしている。走行箇所は後述の図 4-2-2 に示す。そのため、計測中に曲がり角のたびに左右確認をするために頭を大きく動かすことが何回もあった。これでは頭部の重心によって発生した揺れと干渉してしまい、解析が難しくなる。そのため、頭部座標が 0.1π の範囲以上動いている時を取り除いた。また、道路状況によりガタガタ揺れている時、障害物などにより一時府停止している時も、干渉してしまうと考え実験データから取り除いた。深度カメラの内部に入っているジャイロセンサを FFT し、振幅の合計値が振幅の平均値+標準偏差以上の時の計測結果を取り除いた。

4・1・2 データ解析方法(FFT 解析とノイズ除去改良版)

ドライバーは運転している時に、左右確認など大きく頭を動かすことがある。このような大きい動作(周期の無いバイアス)を取り除くために、取得データからハイパスフィルタにより、FFT 解析の最小単位である 0.125Hz 以下を取り除いた。また、サンプリング周波数が 30Hz であるため、 15Hz 以上の周波数を FFT 解析しても解析することができない。そのため、取得データからローパスフィルタにより 15Hz 以上を取り除いた。その後、サンプリング数 512 で FFT 解析を行った。この処理を行った Z 座標の位置データ結果を図 4-1-6 の青線に示す。図 4-1-6 の横軸は周波数を示し、縦軸は FFT 解析によって得られた振幅を示す。図 4-1-6 より、FFT 解析後の結果にノイズが多く乗っていることが分かる。このバイアスは深度カメラによってデータを取得しているため、加速度センサのように直接データを取得するよりノイズがのりやすいことが考えられる。ノイズを取り除くために FFT 解析後のデータから、上に凸になっている点を抽出し、その点を線形で結ぶことによってデータの単純化を行った。単純化されたデータを図 4-1-6 のオレンジ二重線で示す。さらに、データのブレを抑制することを目的に、5分間の解析データを重ね合わせることによってデータの平滑化を行った。平滑化が行われたデータを図 4-1-7 の青単線に示す。図 4-1-7 の横軸は周波数を示し、縦軸は

FFT 解析によって得られた振幅を示す。図 4-1-7 より、平滑化後のデータには指数バイアスがかかっている。そのため、指数バイアスを取り除くために、フィット関数を作成した。平滑化後データとフィット関数の差分から、特徴的な周波数を抽出するために、データを 2 乗した。この時のデータを、すべてのノイズ除去がされた解析データとする。すべてのノイズ除去がされた解析データを図 4-1-8 に示す。図 4-1-8 の横軸は周波数を示し、縦軸は 2 乗された振幅を示す。

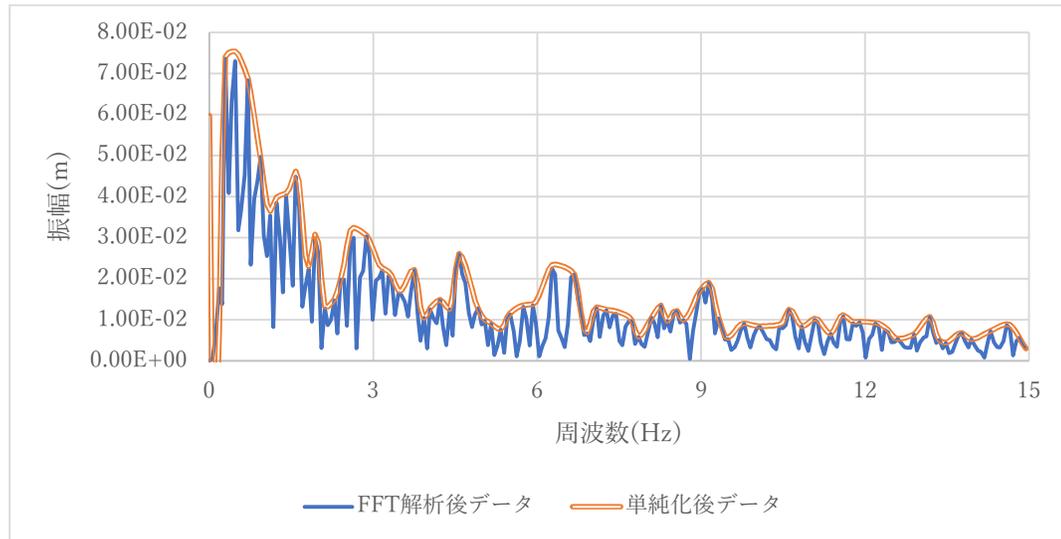


図 4-1-6 FFT 解析後 z 座標データと単純化後 z 座標データ

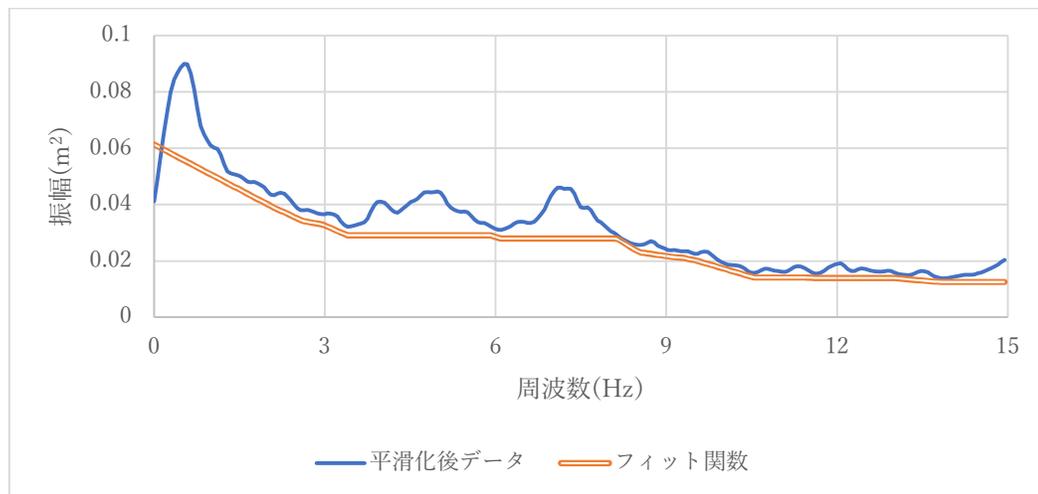


図 4-1-7 平滑化後 z 座標データとフィット関数

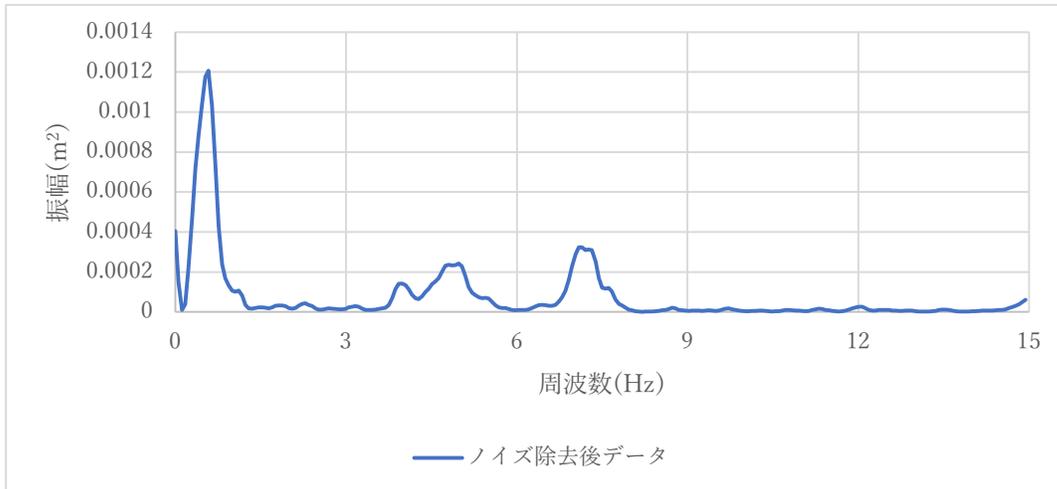


図 4-1-8 ノイズ除去後 z 座標解析データ

4・1・3 ミニカードライバーへのミニカーからの外乱の影響

解析によって得られた揺動がミニカーから発生している揺動がミニカーからの外乱であるか確かめるために、ミニカーの揺動と縦揺れを比較した。ミニカーからの外乱は深度カメラについている、加速度センサによって取得した。振幅の発生傾向を定量的に比較するために、両データともに最大振幅値を 1 になるように無次元化を行った。また、第 3 章でも述べてように、深度カメラによる計測では、ミニカーなどによる外乱の影響や、加速度ではなく座標データから FFT 解析をやっている関係から、低周波数帯にノイズ集積されてしまう場合が多く、安定していない。そのため、低周波数帯である 0~2Hz の振幅を取り除いた状態のデータから比較する。車の z 軸加速度の FFT 結果と、頭部の縦揺れ振動解析結果を図 4-1-9 に示す。ドライバー頭部縦揺れを青単線で示し、ミニカー縦揺れを緑二重線で示す。

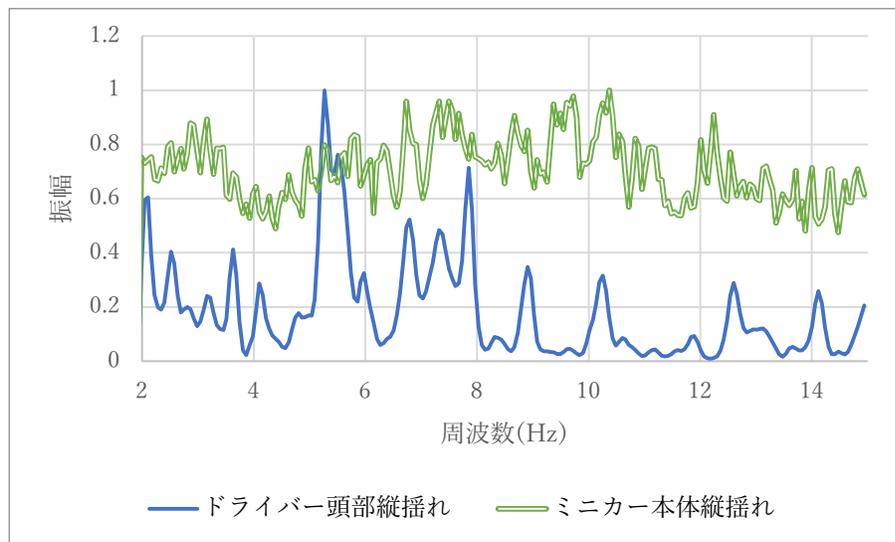


図 4-1-9 ドライバー頭部縦揺れとミニカー縦揺れ

図 4-1-9 より、ミニカー縦揺れは常に振幅が大きくなっているが、ドライバー頭部縦揺れはそうではない。この図より、明らかにドライバー頭部縦揺れとミニカー本体縦揺れに相関がないことが分かった。そのため、解析により、ミニカーからくる外乱の影響を取り除くことが出来ていると考える。

4・1・4 データ解析方法(V_z と V' の識別方法とパターン)

すべてのノイズ除去がされた解析データから、重心によって発生した揺れ V_z と V' を識別する。第 3 章でも述べてのように、深度カメラによる計測では、ミニカーなどによる外乱の影響や、加速度ではなく座標データから FFT 解析をやっている関係から、低周波数帯にノイズ集積されてしまう場合が多く、安定していない。そのため、低周波数帯である 0~2Hz の振幅を取り除いた状態のデータから、重心によって発生した揺れを識別する。0~2Hz の振幅を取り除いた状態の z 座標解析データと同様にノイズ除去を行った roll 解析データを図 4-1-10 に示す。縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示す。青色一本線が縦揺れ周波数 (V_z) 示し、オレンジ色二重線が横揺れ周波数 (V') を示す。

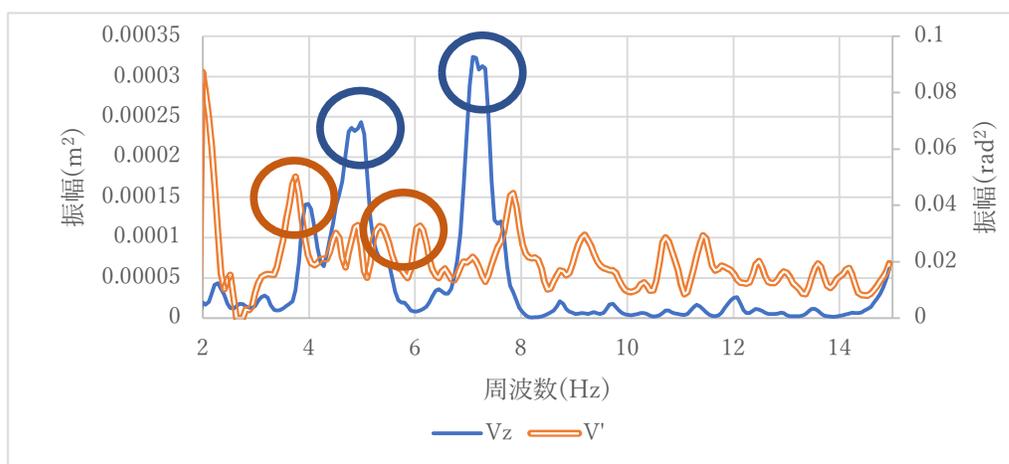


図 4-1-10 z 座標解析データと roll 解析データ

図 4-1-10 より、roll 解析データの 2Hz 付近の振幅が大きくなっている。これは、低周波数帯にあるノイズを取り除き切れていないことが考えられる。そのため、上に凸となっているデータの中から、重心によって発生した揺れを選択を行った。ミニカー実験により、2 パターンの重心によって発生した揺れがあることが分かった。 V_z が 4~6.5Hz で V' が 3~5Hz の時をパターン A とし、 V_z が 6.5~8Hz で V' が 5~7Hz の時をパターン B とした。z 座標解析データの中でも振幅が一番大きくなっている周波数を V_z とした。図 4-1-10 より、z 座標解析データでは明らかに振幅が大きくなっているところがあるが、roll 解析データではどこのデータが重心によって発生した揺れなのか分かりづらい。そのため、過去の知見により分かっている V_z が V' よりも周波数が大きくなる習性を活かして、 V_z を先に決定してから、 V' を V_z より小さい周波数帯から探すことにした。

図 4-1-10 の場合、パターン A の時 V_z が 4.86Hz で V' が 3.75Hz になり、パターン B の時 V_z が 7.09Hz で V' が 5.75Hz になる。振動水準面が頸椎の軸椎になっていると予測し、3D 重心検知理論に必要な b (ばね幅) を軸椎の平均長さである $0.06\text{m}^{(11)}$ とした。

4・1・5 データ解析方法(パターン選別)

実験を通じて、被験者によってパターン A とパターン B が片方だけ現れるとき、両方とも現れるときがあることが分かった。パターン A は周波数の低い側の重心揺動、パターン B は高い側の重心揺動である。そこで、重心によって発生した揺れが分かりやすい V_z を使用して揺れパターンの識別を行った。

$$\text{パターン A 振幅比} = \frac{\text{パターン A 振幅}}{\text{パターン A 振幅} + \text{パターン B 振幅}} * 100 \% \quad (16)$$

(16)の式により、パターン A の重心によって発生した揺れの振幅とパターン A の重心によって発生した揺れの振幅の振幅比を使用して、比較していく。パターン A 振幅比が 60%より大きい時をタイプ A とする。タイプ A の時の波形データ例を図 4-1-11 に示す。パターン A 振幅比が 60%より小さく、40%より大きい時をタイプ AB とする。タイプ AB の時の波形データ例を図 4-1-12 に示す。パターン A 振幅比が 40%より小さい時を、タイプ B とする。タイプ B の時の波形データ例を図 4-1-13 に示す。データ解析によって得られたデータを表 4-1-1 にまとめた。パターン A とパターン B の時の周波数と重心位置と使用したばね幅、振幅比とタイプについてまとめた。図 4-1-11、図 4-1-12、図 4-1-13 の縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示す。青色一本線が縦揺れ周波数 (V_z) 示し、オレンジ色二重線が横揺れ周波数 (V) を示す。

表 4-1-1 パターン識別解析例

被験者名	A				B				b(m)	A振幅比	B振幅比	タイプ
	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax				
見本データ	4.86331	3.75002	31.0687	0.3623336	7.08988	5.74532	33.4511	0.183562	0.06	43%	57%	AB

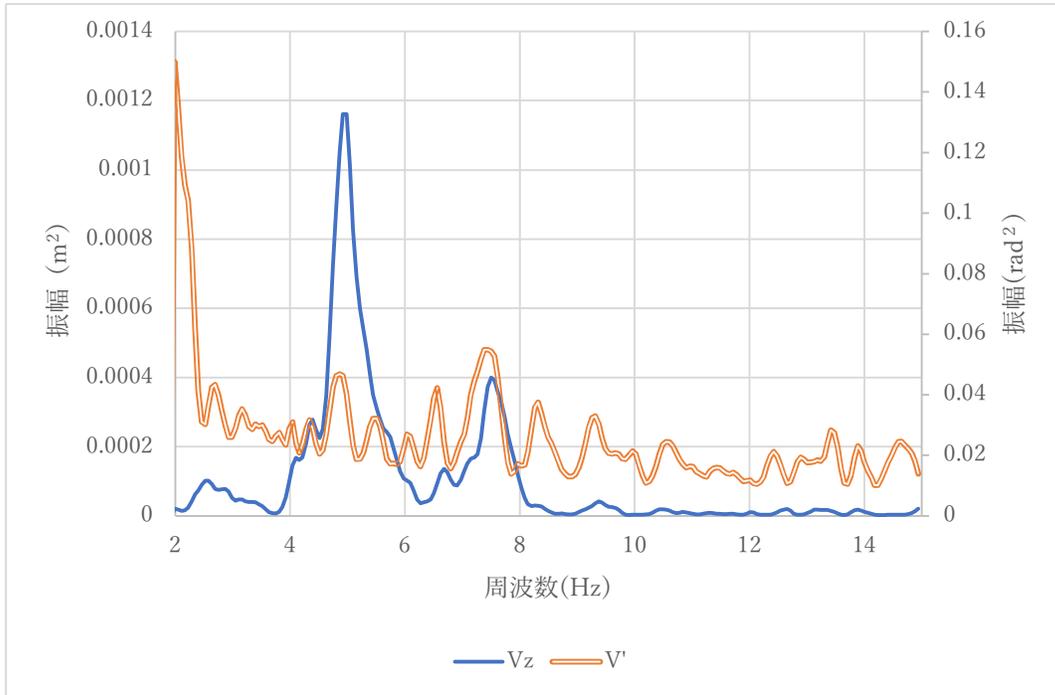


図 4-1-11 タイプ A 例

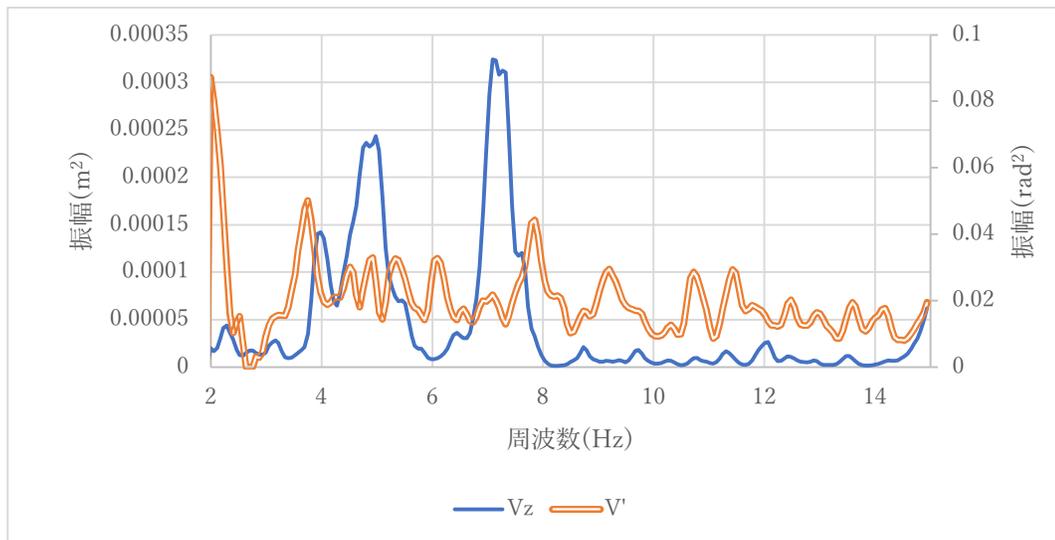


図 4-1-12 タイプ AB 例

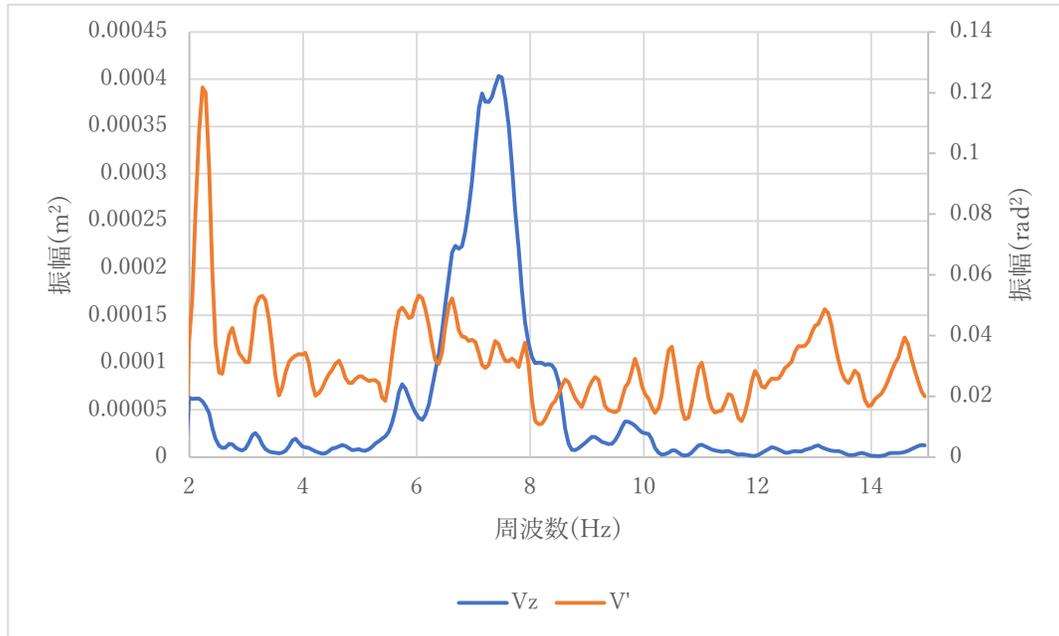


図 4-1-13 タイプ B 例

タイプ A、タイプ B、そして、タイプ AB が出現する理由としては、次のように考えることができる。人間の筋肉は複雑に連鎖しながら身体各部を支えている。したがって、ミニカーを走行中に人間がバランスを維持するために使う筋肉も多数に及ぶと考えられる。本実験結果から判断すれば、異なるばね強度を持つ筋肉グループがいくつかあり、タイプ A、あるいはタイプ B となって現れたのではないかと考えられる。例えば、被験者によって、弱めの筋肉グループであるタイプ A に依存して重心のバランスを維持している者もいれば、逆に強めの筋肉グループであるタイプ B に依存する被験者がいたとしても自然である。さらに、2 つの異なる筋肉グループに同時に依存して(タイプ AB) 重心バランスを維持する身体を有する被験者がいたとしても不思議ではない。このように、タイプ A、タイプ B、そして、タイプ AB の出現の状況を、被験者ごとに詳細に分析して比較することで、各被験者の身体的・心理的(運転中の神経機能等)特徴に基づく個体差を調べることもできる可能性がある。

4・2 ミニカードライバー解析実験



図 4-2-1 ミニカードライバー解析実験

自動車ドライバーと同様に、ミニカーにのっているドライバーの頭部の重心を解析できるか確認するために実験を行った。

4・2・1 ミニカードライバー通常状態解析実験方法

東京海洋大学構内を使用して実験を行った。一周 350m の道をミニカーで周回した。(図 4-2-2) 5 分間の走行を 1 回の計測とし、被験者によっては複数回の実験を行った。ここで本研究では、3 章で行った自動車ドライバーによる実験と対比するため、ヘルメット等を被らない状態でのミニカーの運転を通常状態と呼ぶことにする。この時の被験者の頭部の座標位置と向いている方向を深度カメラによって計測した。3D 重心検知理論に使用するばね幅は軸椎の再大横径を使用する。直接計測することが出来ないため、軸椎の平均長さ 0.06m を使用した。被験者は男 10 人、女 4 人、延べ 42 回の実験を行った。



図 4-2-2 東京海洋大学越中島キャンパス内実験場所

4・2・2 ミニカードライバー通常状態解析実験結果

被験者全員（総勢 14 人）の実験結果を表一付録－1 にまとめた。被験者の中でも最も実験を行った上位 3 人のパターン A パターン B の振動と重心位置、それぞれの振幅比、揺動のタイプを表 4-2-1、表 4-2-2、表 4-2-3 にまとめた。また、パターン A パターン B の重心位置を図 4-2-3 にまとめた。図 4-2-3 の横軸は各被験者を示し、縦軸は重心位置を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。計測で得られた重心位置の平均を真値として、それぞれの重心位置の誤差率を図 4-2-4 にまとめた。図 4-2-4 の横軸は各被験者を示し、縦軸は誤差率を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。

表 4-2-1 ミニカードライバー通常状態解析実験結果 男 1

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
男 1	0	4.57	4.18	26.5	0.349	7.09	5.55	34.5	0.189	15%	85%	B
男 1	1	4.86	3.88	30.2	0.353	7.21	5.65	34.6	0.183	14%	86%	B
男 1	2	6.09	3.80	40.3	0.299	7.32	5.93	33.7	0.173	21%	79%	B
男 1	3	5.80	3.83	37.8	0.310	7.44	5.91	34.4	0.171	14%	86%	B
男 1	4	4.69	3.91	28.8	0.361	7.21	5.44	35.7	0.190	5%	95%	B
男 1	5	5.39	3.71	35.5	0.337	7.85	5.95	36.2	0.162	54%	46%	AB
男 1	6	5.21	4.17	31.0	0.315	6.86	5.08	36.0	0.211	10%	90%	B
男 1	7	5.16	3.68	33.9	0.351	7.38	5.80	34.7	0.175	15%	85%	B
男 1	8	4.22	3.44	27.8	0.431	7.38	5.87	34.3	0.174	2%	98%	B
男 1	9	4.57	3.96	27.6	0.365	7.27	5.36	36.6	0.191	1%	99%	B

表 4-2-2 ミニカードライバー通常状態解析実験結果 男 2

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
男 2	0	5.04	3.88	31.6	0.34	5.74	5.61	27.0	0.23	70%	30%	A
男 2	1	5.27	3.81	33.9	0.34	7.62	5.36	38.5	0.18	91%	9%	A
男 2	2	5.10	3.84	32.3	0.34	6.97	5.36	35.0	0.20	55%	45%	AB
男 2	3					7.15	5.12	37.4	0.20	0%	100%	B
男 2	4	4.86	4.12	28.8	0.34	6.91	5.40	34.4	0.20	7%	93%	B
男 2	5	5.04	4.08	30.3	0.33	7.21	5.16	37.5	0.20	67%	33%	A
男 2	6	4.86	4.10	29.0	0.34	7.27	5.57	35.3	0.18	66%	34%	A

表 4-2-3 ミニカードライバー通常状態解析実験結果 女 1

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
女 1	0					6.21	5.17	31.7	0.23	0%	100%	B
女 1	1	4.69	3.39	32.1	0.40	6.91	6.05	31.1	0.18	44%	56%	AB
女 1	2	5.86	4.45	33.7	0.27	6.50	5.61	31.0	0.20	58%	42%	AB
女 1	3	5.04	3.98	30.9	0.34	6.15	5.06	31.9	0.23	50%	50%	AB
女 1	4	5.16	4.41	29.3	0.30	8.01	5.66	38.7	0.17	62%	38%	A

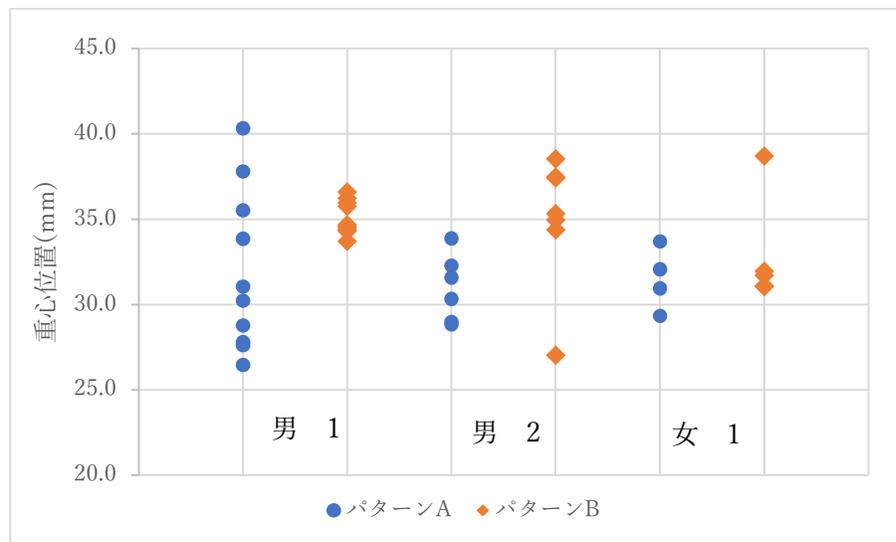


図 4-2-3 ミニカードライバー通常状態解析実験結果 総勢 14 人中上位 3 人

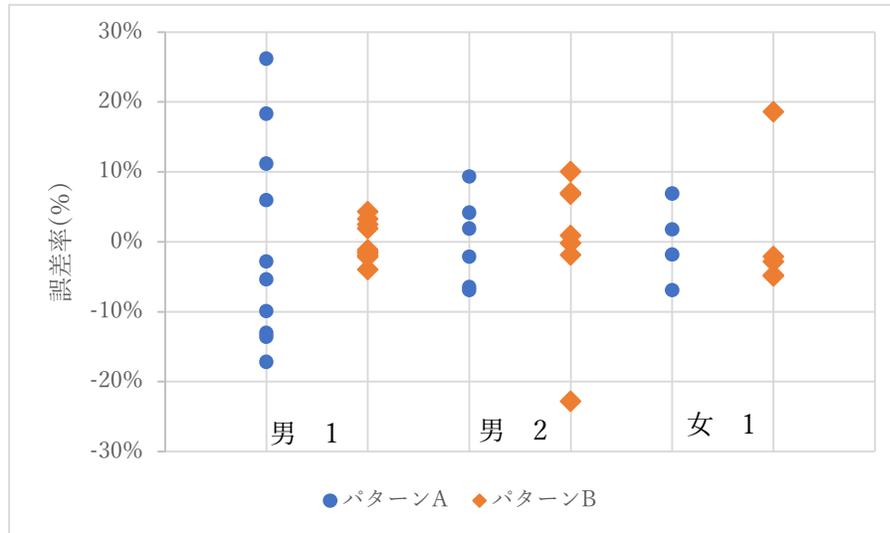


図 4-2-4 ミニカードライバー通常状態解析実験誤差率 総勢 14 人中上位 3 人

表 4-2-1 より、男 1 のタイプは、A が 0、AB が 1、B が 8 とタイプ B の方が多い。この時、常に B 振幅比が高く、A 振幅比が小さくなっている。そのため、パターン B の揺動は上手く解析出来ているが、パターン A の揺動はノイズなどと混ざり上手く解析することが出来なかったと考える。そのため、図 4-2-4 より、パターン A の誤差率は 20% 以上の時もあり大きくなっているが、パターン B の誤差率は 10% 以内で安定している。男 1 以外の被験者にも誤差率が 10% 以上のデータもあるが、これらもすべてノイズなどと混ざり上手く解析できなかった結果だと考える。そのため、タイプ A の時はパターン A の時の計測結果を参照し、タイプ B の時はパターン B の時の計測結果を参照し、タイプ AB の時はパターン A とパターン B 両方の解析結果を使用する。この参照方法をタイプ参照法とする。被験者の中でも最も実験を行った上位 3 人の重心の高さをタイプ参照法によってまとめたものを、図 4-2-5 にまとめ、誤差率を計算しなおしたものを図 4-2-6 にまとめた。図 4-2-6 の横軸は各被験者を示し、縦軸は重心位置を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。また、被験者全員のタイプ割合を図 4-2-7 にまとめた。図 4-2-7 の横軸は各被験者を示し、縦軸は誤差率を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。

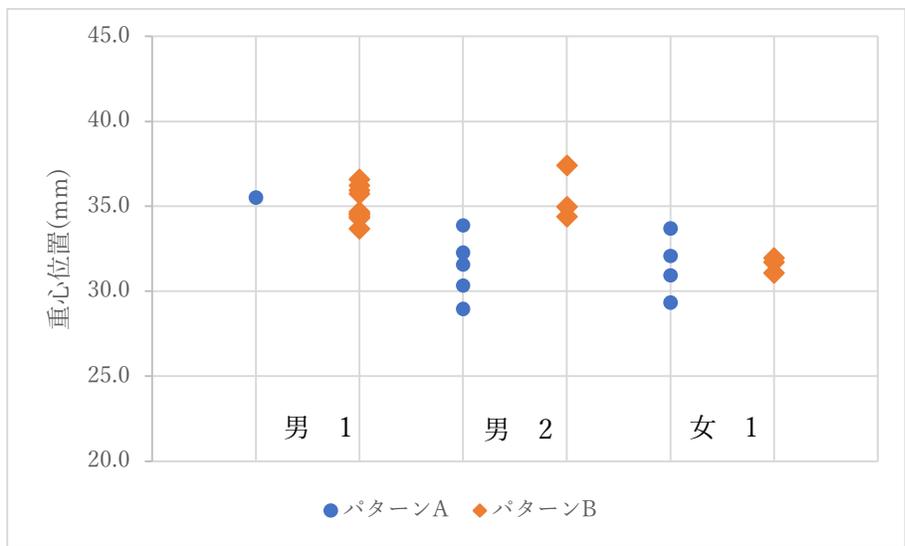


図 4-2-5 ミニカードライバー通常状態解析実験結果 タイプ参照法 総勢 14 人中上位 3 人

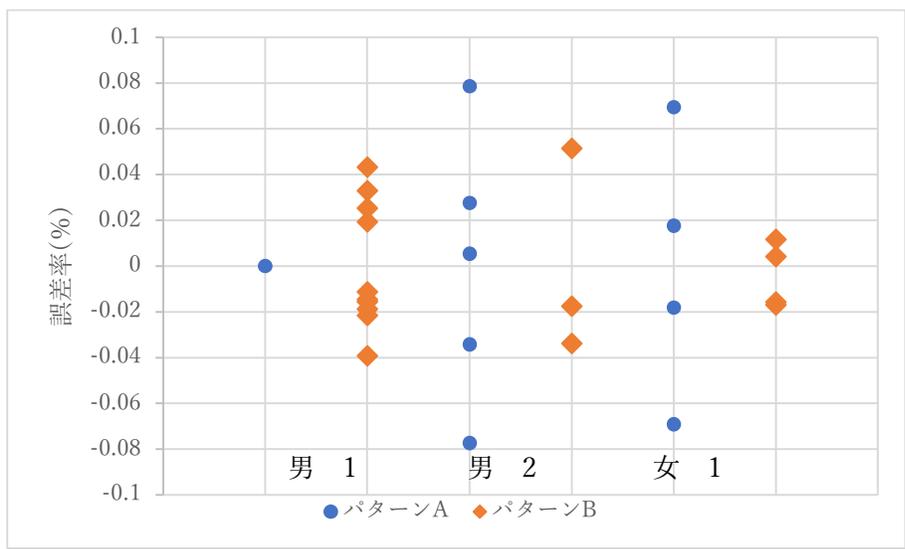


図 4-2-6 ミニカードライバー通常状態解析実験誤差率 タイプ参照法 総勢 14 人中上位 3 人

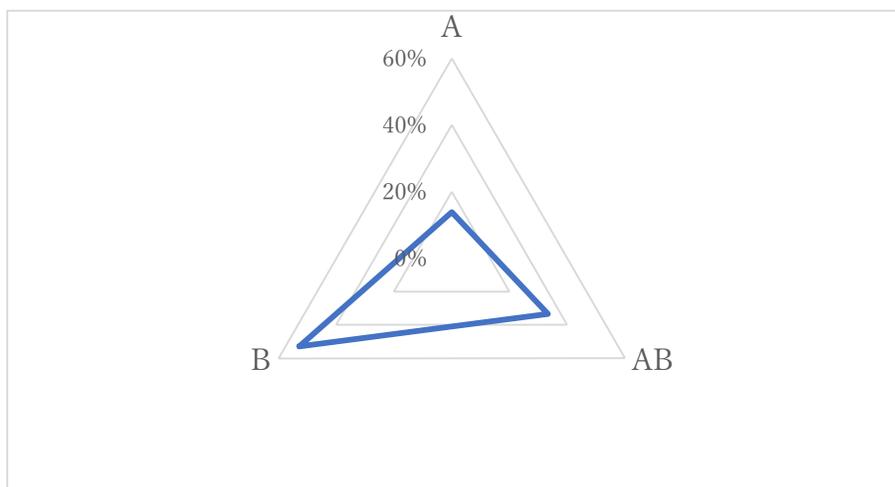


図 4-2-7 ミニカードライバー通常状態解析実験 タイプ割合

図 4-2-6 より、元データと比較してタイプ参照法の誤差率が小さくなっていることが分かる。そのため、タイプ参照法によるデータの識別は適切であると考えられる。また、8%の誤差率がある者がいるが、誤差は、FFT による丸め誤差、四捨五入による丸め誤差、一日の身長の変化による誤差、頭部の姿勢変化による誤差の 5 つの原因が考えられる。FFT による丸め誤差は、計算に使用する周波数を、30Hz を FFT サイズ 512 によって求めた値によって計算していることから分解能に限界があることから発生する。この誤差は計算すると誤差率 2% になる。四捨五入による丸め誤差は、データを有効桁数で四捨五入するときが発生する。この誤差は計算すると誤差率 0.3% になる。一日の身長の変化による誤差は、計測を複数日でおこなっていることから、身長などが変化し物理的に重心位置が変化しているために発生する。10km ウォーキングで座高は 5 mm 程変化する。⁽¹²⁾これは人体の椎間板が重力で押しつぶされた結果である。人体にある 24 個の椎間板のうち、首には 7 個ある。そのため、変化した 5 mm のうち 1.5 mm は首が短くなったと考えられる。この誤差を計算すると誤差率は 5% になる。頭部の姿勢の変化による誤差は、計測時に猫背などにより重心位置が下がっている時に発生する。計測中速度調整をしてもらうために、時速表を見る必要があり、前かがみになりやすい状態だった。前かがみになってしまう角度を 15 度として、誤差率を計算すると 3% となった。これらの誤差を乗算することによって許容誤差は 11% になる。そのため、最大誤差率が 8% と許容誤差である 11% 以内に収まっていることから、本実験は成功したと考える。そのため、時速 10 km で走行したときには、パターン A とパターン B、2 種類の重心によって発生した揺れがあることが確認された。また、図 4-2-7 より、タイプ AB の結果が 33% と珍しい結果ではないことが分かる。このことから、パターン A とパターン B が同一のばねから発生しており被験者によって周波数帯がたまたま異なっているのではなく、違うばねによって発生している波形であることが分かる。

表 4-2-3 より、女 1 はパターン A とパターン B がそれぞれ 4 つずつ重心位置を取得することが出来た。図 4-2-6 より、女 1 のパターン A とパターン B を比較するとパターン A の誤差率の方が明らかに大きくなっている。これは、安定度の指標である $1/l_{max}$ がパターン A の方が小さいことから、パターン A の方が不安定であることが示せる。そのため、頭部を支えるのが不安定であるパターン A では誤差率が大きくなったと考える。

図 4-2-5 より、被験者ごとに体格が違うのに重心位置が近い値になる理由として、頭部の重心位置を求めているため体格が違っていても大きな差として表れにくいこと、ばね幅として使用している軸椎を一定の値で使用していることの2点が考えられる。頭部の重心位置を求めているため、体の特徴が重心位置に与える影響力は小さい。そのため、身長、体重や性別が違っていても大きな差が出ないとする。体内にある軸椎を正確に計測することが出来ないため、既往文献⁽¹¹⁾から軸椎の最大横径平均値である 0.06(m)を使用している。しかし、軸椎のサイズは人によって差があり、最大値は 80.2(mm)最小値は 51.4(mm)とかなりの差がある。これらのことから、正確な重心位置を求めることはできていない。しかし、本研究の目的は被験者の疲労を求めることであるため、正確な重心位置でなくても重心位置の割合として比較することで疲労を求めることが出来れば問題ないとする。

4・3 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験



図 4-3-1 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験風景

倉庫などで実際に作業している環境に近づけるために、ヘルメットをかぶっている状態で（頭部付加状態）ドライバーの重心位置を計測できるか確認するために実験を行った。

4・3・1 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験方法

図 4-3-1 の状態のミニカーに乗車した被験者が、大学構内にある実験棟を 2 周した時の頭部の揺動データを深度カメラによって計測した。使用したヘルメットは 264.5g だった。

このとき、実験棟は 1 週 350m で、ミニカーの速度は 10km/h だった。被験者は男が 10 人、女が 3 人、延べ 37 回の計測を行った。

4・3・2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果

被験者全員（総勢 13 人）の実験結果を表-付録-2 にまとめた。被験者の中でも最も実験を行った上位 3 人のパターン A パターン B の揺動と重心位置と安定度、それぞれの振幅比、揺動のタイプを表 4-3-1、表 4-3-2、表 4-3-3 にまとめた。また、タイプ参照法によって識別した重心位置を図 4-3-2 にまとめた。図 4-3-2 の横軸は各被験者を示し、縦軸は重心位置を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。この時の計測で得られた重心位置の平均を真値として、それぞれの重心位置の誤差率を図 4-3-3 にまとめた。図 4-3-3 の横軸は各被験者を示し、縦軸は誤差率を示す。パターン A は青丸で示し、パターン B はオレンジ四角で示す。通常状態と頭部負荷状態のタイプの出現数をそれぞれの被験者ごとに図 4-3-4 にまとめた。通常状態と頭部負荷状態を両方とも行ったすべての被験者のタイプ出現数を図 4-3-5 にまとめた。

表 4-3-1 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果 男 1

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
男 1	1	5.57	4.08	34.2	0.30	7.03	5.64	33.7	0.19	23%	77%	B
男 1	2	5.98	4.33	35.3	0.27	7.44	5.42	37.2	0.19	21%	79%	B
男 1	3	4.63	3.67	29.7	0.38	6.97	5.34	35.0	0.20	46%	54%	AB
男 1	4	4.75	3.72	30.3	0.37	6.04	5.17	30.7	0.23	51%	49%	AB
男 1	5	6.09	4.00	38.6	0.29	7.38	5.04	39.3	0.20	4%	96%	B
男 1	6	4.63	3.88	28.5	0.37	7.27	5.83	33.9	0.18	4%	96%	B
男 1	7	5.98	3.91	38.5	0.30	7.38	5.91	34.1	0.17	12%	88%	B
男 1	8	5.79	4.11	35.5	0.29	7.41	4.80	41.2	0.21	10%	90%	B
男 1	9	5.62	3.82	36.4	0.32	6.74	5.57	32.5	0.20	34%	66%	B
男 1	10	4.28	3.89	25.8	0.39	7.44	5.71	35.5	0.18	31%	69%	B

表 4-3-2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果 男 2

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
男 2	1	4.86	3.75	31.1	0.36	7.09	5.75	33.5	0.18	43%	57%	AB
男 2	2	4.98	4.20	29.2	0.33	7.50	5.30	38.2	0.19	73%	27%	A
男 2	3	4.92	4.15	29.1	0.33	6.04	5.33	29.9	0.23	59%	41%	AB
男 2	4	5.16	3.88	32.5	0.34	7.32	5.49	36.1	0.19	68%	32%	A
男 2	5	4.39	3.99	26.2	0.37	6.86	5.29	34.7	0.20	3%	97%	B
男 2	6	4.92	3.96	30.2	0.34	7.21	5.23	37.0	0.20	2%	98%	B
男 2	7	5.10	3.55	34.3	0.36	7.03	4.92	38.1	0.21	59%	41%	AB

表 4-3-3 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果 女 1

被験者名	実験番号	パターン A				パターン B				A振幅比	B振幅比	タイプ
		z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l(mm)	l/lmax			
女 1	1	4.92	3.80	31.2	0.36	7.56	5.66	36.4	0.18	44%	56%	AB
女 1	2	5.04	4.30	29.1	0.32	7.32	5.07	38.8	0.20	28%	72%	B
女 1	3	5.10	3.97	31.4	0.33	7.09	5.38	35.5	0.19	3%	97%	B
女 1	4	4.45	3.90	27.0	0.38	7.03	5.54	34.2	0.19	17%	83%	B
女 1	5	5.48	4.17	32.9	0.30	6.06	5.51	29.2	0.22	57%	43%	AB

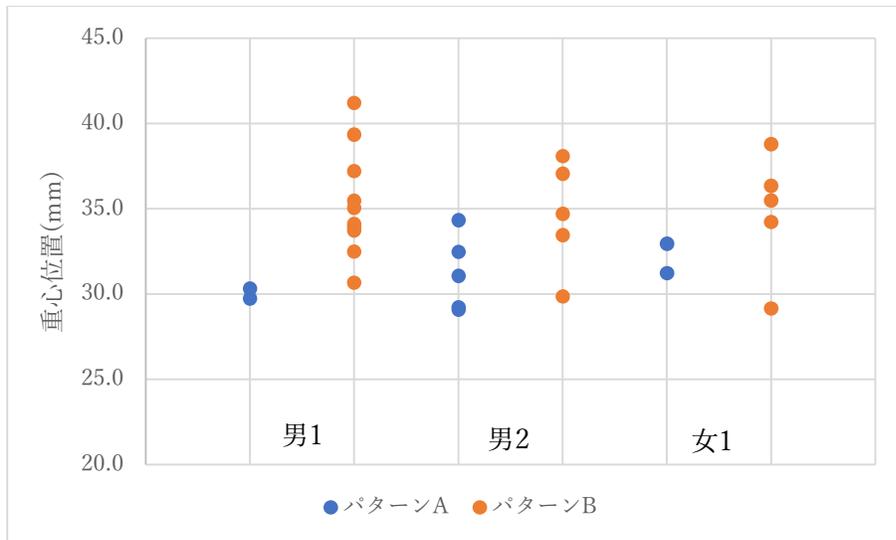


図 4-3-2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果 総勢 13 人中上位 3 人

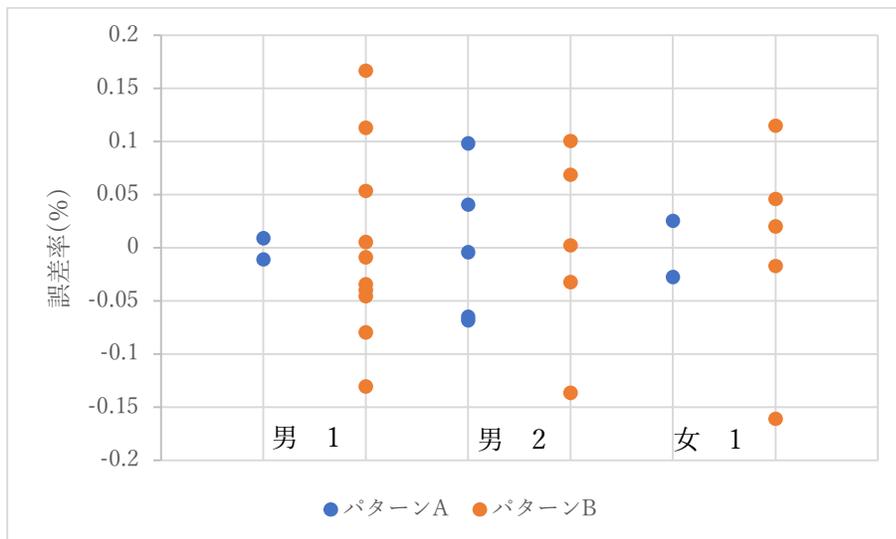


図 4-3-3 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験誤差率 総勢 13 人中上位 3 人

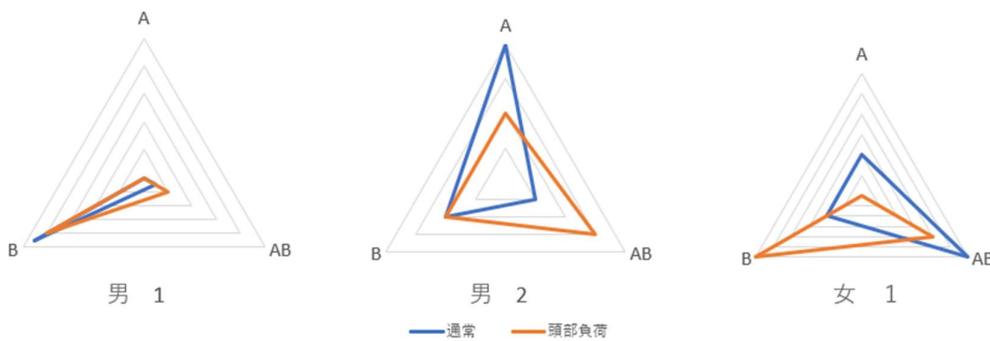


図 4-3-4 ミニカードライバー解析実験 タイプ出現数 総勢 13 人中上位 3 人

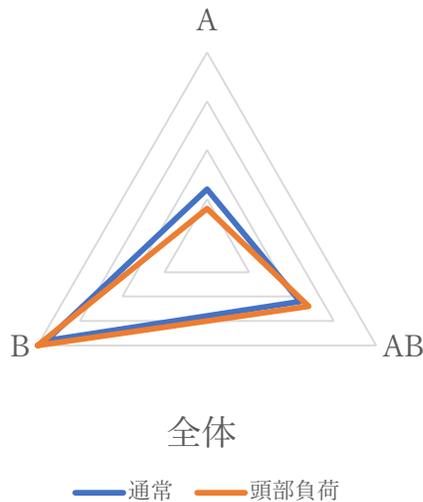


図 4-3-5 ミニカードライバー解析実験 タイプ出現数 全体

図 4-3-2 と図 4-2-3 を比較して、通常状態と頭部負荷状態で重心位置に変化がない。F 検定により、2つのデータが同じものか評価しようとしたが、頭部負荷状態の分散が大きく、正しく評価することが出来なかった。従来、ヘルメットを被った分重心位置は高くなるはずである。ただ、頭部のばね代わりにになっている筋肉は人体の中でも特に複雑である。そのため、振動水準面がヘルメットを被って重心位置が高くなった分、低くなっていると考ええる。

図 4-3-3 と図 4-2-4 を比較して、通常状態より頭部負荷状態の方が、誤差率が大きくなっている。誤差率が最大 17% である。これは許容誤差である 11% を超えているため、正確に計測できたとは言えない。これは、頭部の重量が増えたことにより、相対的に頭部を支える筋力としては不十分となり頭部の重心位置の計測が難しくなったと考える。そのため、頭部負荷状態でも重心位置を解析できるようにプログラムを改良する必要がある。また、これによって、ヘルメットなど軽量なものでも頭部の安定を損なうことが分かった。

図 4-3-4 より、通常状態と頭部負荷状態ではタイプの出現数に変化があることが分かる。男 2 と女 1 はタイプ A が減り、その分タイプ AB とタイプ B が増えているが、男 1 には大きな変化が見られない。これは、頭部に負荷がかかると、不安定であるパターン A よりも、パターン B の方が頭部を支えるのに適していることから、パターン A からパターン B に移行して、タイプ AB とタイプ B が増えたと考える。

図 4-3-5 より、タイプの変化があまり見られない。これは、図 4-3-4 の結果と背反する。原因として、他の被験者は実験回数が多いこと、若い被験者が多いことの 2 点があげられる。ミニカーに初めて乗る被験者は緊張状態にあったため力が入りやすく、タイプ AB とタイプ B の結果が出やすくなっている。そのため、実験回数が少ない被験者では、元々タイプ B になっていること多いため、移行している計測結果が見られにくいと考える。また、今回の被験者はみな 20 代であるため、男 1 のように初めから、タイプ B が出ている被験者が多かった。そのため、今後実験するときは老若男女

多くの被験者で実験する必要がある。

4・4 ミニカードライバー左右確認時解析実験

実際のフォークリフトドライバーは、安全確認のために一時停止や左右確認をする機会が多い。そのため、左右確認動作をしていても、同様に重心によって発生している揺動を確認することが出来るか実験を行った。

4・4・1 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験方法

図 4-2-1 の状態のミニカーに乗車した被験者が、大学構内にある実験棟を 2 周した時の頭部の揺動データを深度カメラによって計測した。このとき、実験棟は 1 週 350m で、ミニカーの速度は 10km/h だった。被験者は実験になれて左右確認をたいしてしなくなった被験者と、初めて実験を行い注意散漫になっている被験者を比較することで、左右確認有と左右確認無の振動発生傾向を比較した。

4・4・2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果

被験者の左右確認のために動かした頭部のヨーイング角度を、正面を向いている時を 0 度とし、図 4-4-1 と図 4-4-2 にまとめた。縦軸はヨーイングの角度を示し、横軸は経過時間を示す。また、それぞれの解析を行った頭部の揺動を図 4-4-3、図 4-4-4 にまとめた。縦軸は振幅を示し、横軸は周波数を示す。青色一本線が縦揺れ周波数 (V_z) 示し、オレンジ色二重線が横揺れ周波数 (V) を示す。

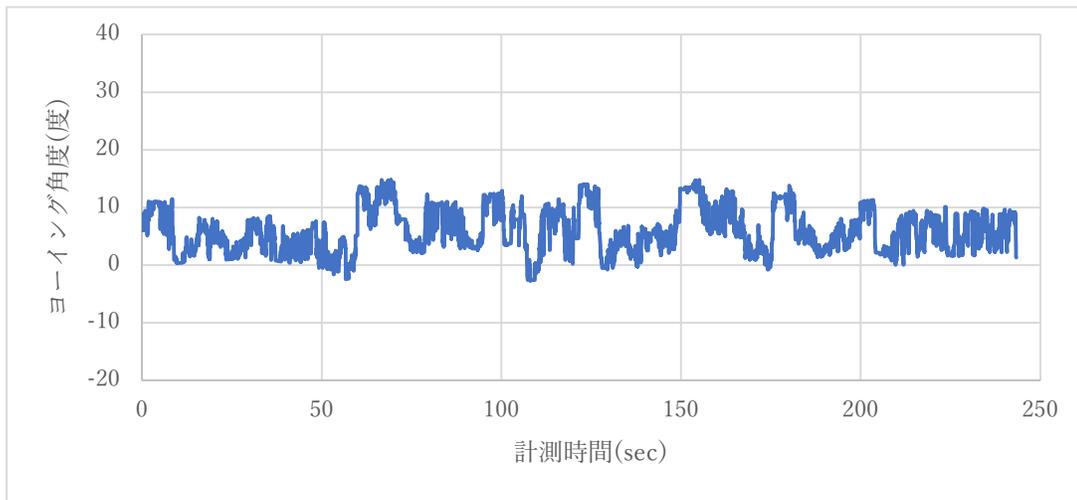


図 4-4-1 左右確認無__頭部ヨーイング角度

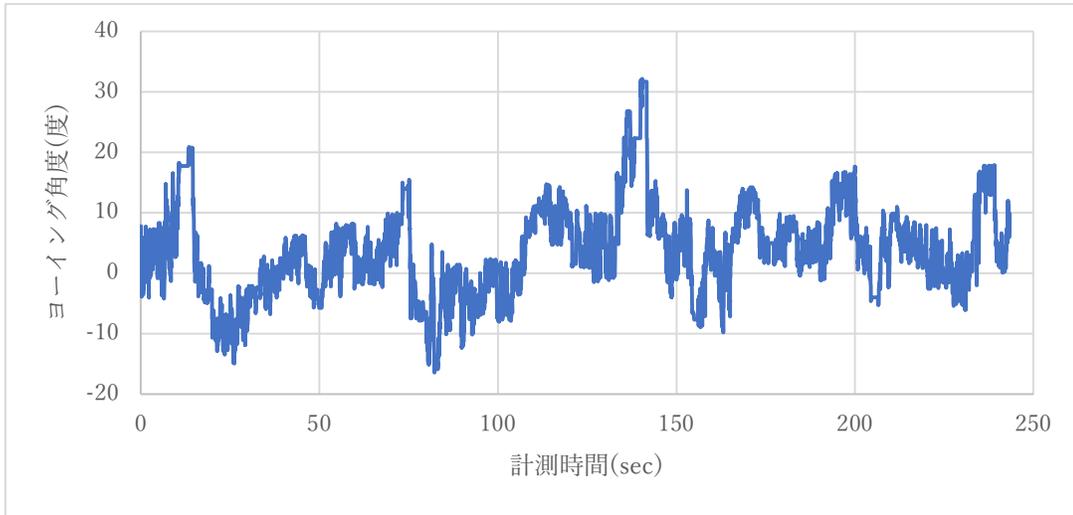


図 4-4-2 左右確認有_頭部ヨーイング角度

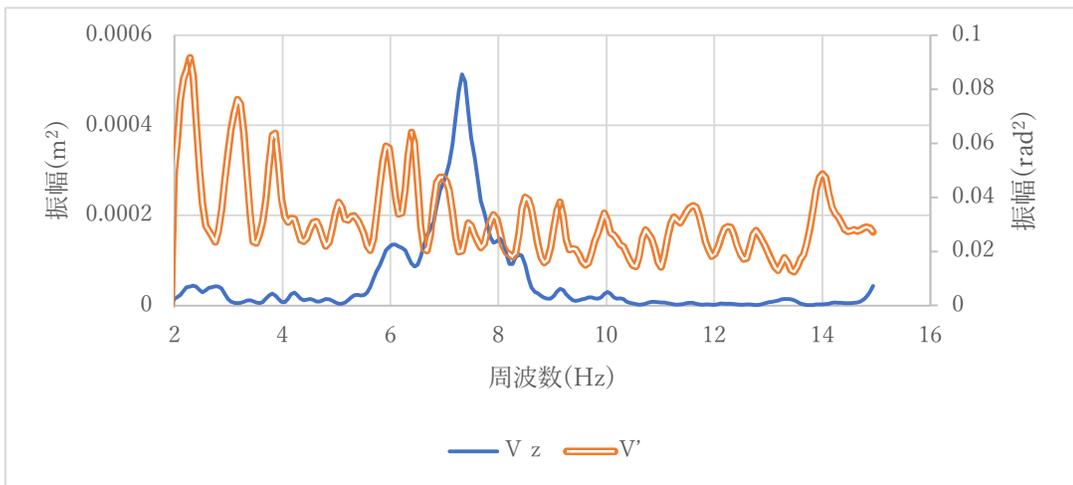


図 4-4-3 左右確認無_頭部揺動解析結果

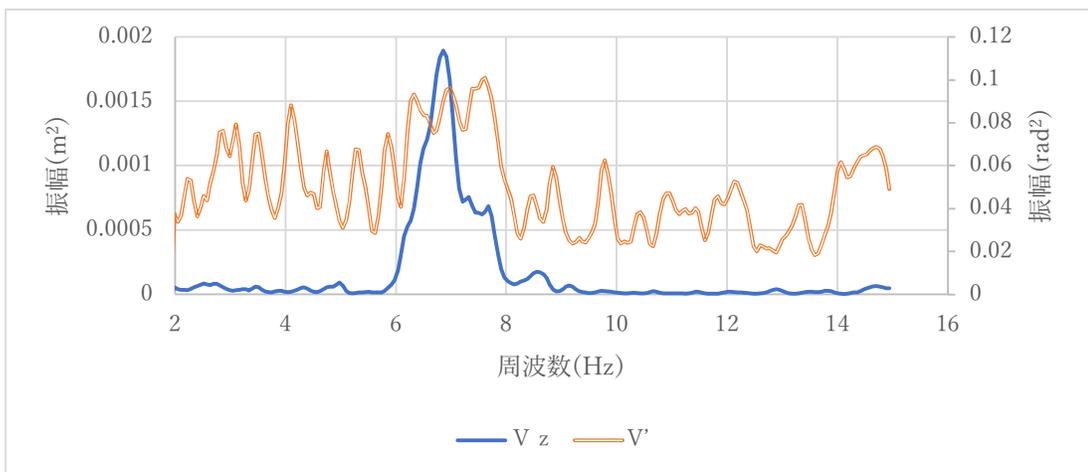


図 4-4-4 左右確認有_頭部揺動解析結果

図 4-4-1 と図 4-4-2 を比較すると、図 4-4-1 では振幅に大きな変化がないが、図 4-4-2 では振幅が大きく変化していることから、首を左右に大きく動かしていることが確認できる。ヨーイング角度が最大 30 度であることから、十分に左右の首振り確認をすることができる。そのため、左右確認動作をしている人と、左右確認動作していない人の比較ができると考える。

図 4-4-3 と図 4-4-4 を比較するとどちらもタイプ B の重心によって発生した揺動を確認することが出来ている。そのため、左右確認動作は重心揺動解析には影響でないと考える。これは、左右確認の周波数と重心によって発生した周波数が被らないため、揺動解析に影響なかったと考える。

4・4 ミニカードライバー実験—今後の課題

通常状態の時は頭部の重心位置を計測することが出来ていたが、頭部負荷状態では頭部の重心位置を計測することが出来ていない。そのため、頭部負荷状態でも計測できるようにプログラムを改良する。

本実験では、個人間の通常状態と頭部負荷状態のタイプ変化を比較することが出来たが、全被験者のタイプ変化はあまり見られなかった。通常状態と頭部負荷状態のタイプ変化を正しく比較するために、各被験者の実験回数を増やすことにより、被験者が緊張状態であることによって発生する誤差を少しでも減らす。また、被験者を 20 代だけではなく、年齢層を増やすことにより、タイプ A がしやすい被験者を増やす必要がある。

また、本実験はは疲労実験に適用するために、ミニカーに 3D 重心検知理論が適用することが出来るかを検証するための実験であった。そのため、第 3 章で分かった疲労計測方法により被験者の疲労状態を計測できるか確認する。

第5章 おわりに

本研究では、未然に防ぐことのできる事故の防止策の一つとして、疲労の把握について着目した。研究のアプローチとしては既存の3D重心検知理論を人間に当てはめて人間重心検知を成立させ、ノンウェアラブルな計測装置を用いてドライバーの身体の縦揺れと横揺れを計り、そこからドライバー頭部の重心位置を把握することである。まず、第1章では厚生労働省労働基準局安全衛生部安全課⁽¹⁾による現場での死亡災害の起因物の割合を提示した。これにより、「トラック」、「乗用車、バス、バイク」、「フォークリフト」の事故を減らす重要性を示した。また、令和2年版交通安全白書⁽²⁾により、それらの事故は疲労が起因していることを示した。第2章にて、3D重心検知理論の導出および、人間重心検知の基本理念について論述した。ここで、鎖骨が支える頭部を保持しているばね構造体としてモデル化した。第3章では、長距離ドライバーを想定し、乗用車を用いて公道を運転しているドライバーの重心位置を計測できるか検証実験を行った。ノンウェアラブルで計測するために、深度カメラを使用した。深度カメラはカメラと赤外線センサーが組み合わされたもので、カメラで撮った物との距離を測ることができるため、ドライバーを立体的に認識することができる。深度カメラにより、頭部座標データと方向データを取得した。また、このデータを解析するためのプログラムを作成した。このプログラムを使用し、乗用車を用いて公道を運転しているドライバーの重心位置を計測した実験結果から、運転時のドライバーの重心位置を計測できることが確認された。また、激しい運動することによって、疲労状態を作り出すことにより、通常状態と疲労状態でのドライバーの重心位置を比較した。これにより、疲労状態で被験者の変化を発見した。これは、3D重心検知理論を求めるときに使用する縦揺れ周波数 V_z の値が小さくなっていることが分かった。縦揺れ周波数 V_z は、3D重心検知理論により、頭部の重量 m とばねの作用をしている筋肉のばね定数 k の2つの変数で示すことが出来る。重量 m は一定であることから、筋肉のばね定数 k の値が変化したと考える。この縦揺れ周波数 V_z の変化から人の筋肉の疲労を定量的に計測できることが分かった。また、長距離運転を行った際にも、同様に縦揺れ周波数 V_z の低下が見られたことから、普通自動車ドライバーの運転時の疲労状態を計測する指標ができた。しかし、この実験は拘束時間が長いことなどの実験の難しさから、被験者を増やすことが出来なかった。被験者数が十分ではないことから、再現性がないため、被験者を増やす必要がある。第4章では、フォークリフトドライバーを想定して、制限速度 10km で走行することができるミニカーを用いて学内で計測した。第3章で使っていたプログラムをミニカー用に改良して、より精度を高めた。また、普段着のままである通常状態だけではなく、より現場の環境に近いヘルメットを被った頭部負荷状態で計測を行った。乗用車と比較して実験が容易であることから、通常状態で42回、頭部負荷状態で37回と多くの実験を行い、通常状態では精度が高い重心位置を求められることが確認された。また、ミニカー実験では重心によって発生する揺動にタイプA、タイプB、そして、タイプABの、3つのタイプがあることが明らかになった。タイプは揺動の発生する周波数帯で区別され、被験者の異なるばね強度を持つ筋肉グループによって起こったと考えられる。ミニカー実験によって、3D重心検知理論がミニカードライバーに適用することが確認されたため、同じ速度で運転されているフォークリフトにも適用できると考える。また、被験者の体躯に応じた揺動の変化が見られた。被験者ごとに詳細に分析して比較することで、各被験者の身体的・心理的特徴に基づく個体差を調べることもできる可能性がある。フォークリフトドライバーの左右確認程度の首振り確認は、重心によって発生する揺動と被らないため、計測に影響がないことが確

かめられた。今後はミニカードライバーの疲労状態を計測するための実験をする必要がある。

謝辞

本研究を進めるにあたり、指導教員である渡邊豊教授から多くのご指導いただきました。心より感謝申し上げます。また、副査をしていただいた、兵藤哲郎教授と竹縄知之教授に深く感謝いたします。本実験では、渡邊豊研究室の院生、学部生をはじめ多くの方々からの実験協力により成り立っています。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- (1)厚生労働省, 労働基準局安全衛生部安全課, “「死亡災害報告」による死亡災害発生状況(令和2年確定値)”
- (2)内閣府, “令和2年版交通安全白書”
- (3)小日向理早, 渡邊豊, “人間重心検知による不整地歩行時の疲労に関する研究”, 日本機械学会第29回交通・物流部門大会(TRANSLOG2020), 講演番号 2005
- (4)渡邊豊, “三次元重心検知 IoT クラウド AI ソリューション”, 自動車技術, Vol. 72(2018), p. 77-81
- (5)川島進, 渡邊豊, “三次元重心検知による鉄道車両の軸ばねの劣化検知に関する研究”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol 79, No. 803 (2013), pp. 2470-2485
- (6)International Organization for Standardization: Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration - Part1: General requirements, ISO2631-1, (1997).
- (7)玉置元, 吉村卓也, “全身振動を受ける着座人体の振動特性”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 41, No. 1(2017), pp. 9-14
- (8)松井秀治, “各種姿勢の重心位置に関する研究”, 体育学研究, 2(2), 1956年, pp. 65-76
- (9)大見拓寛, “画像センサによる眠気状態推定とドライバーステータスマニターの開発(特集 自動運転を支える技術) -- (情報通信・HMI)”, Denso technical review 21 (2016), pp. 93-102
- (10)中野康彦, 宮川あゆ, 佐野聡, “ドライバの覚醒度検知技術(特集 ITS)”, Fujitsu 59(4), pp. 416-420, 2008-07
- (11)美藤馨, “環軸関節の形態について”, 岡山医学会雑誌, 101巻(1989)5-6号, pp. 673-685
- (12)佐久間淳, 小澤慎吾, 島野僚子, 荒川崇, “長時間ウォーキングが身長と座高に及ぼす影響について”, 武蔵丘短期大学紀要 第24巻, pp. 19-22

付録

表一付録一 ミニカードライバー通常状態解析実験結果

被験者名	A				B				b(m)	A振幅比	B振幅比	タイプ
	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax				
男 1	0	4.57	4.18	26.5	0.35	7.09	5.55	34.5	0.19	15%	85%	B
男 1	1	4.86	3.88	30.2	0.35	7.21	5.65	34.6	0.18	14%	86%	B
男 1	2	6.09	3.80	40.3	0.30	7.32	5.93	33.7	0.17	21%	79%	B
男 1	3	5.80	3.83	37.8	0.31	7.44	5.91	34.4	0.17	14%	86%	B
男 1	4	4.69	3.91	28.8	0.36	7.21	5.44	35.7	0.19	5%	95%	B
男 1	5	5.39	3.71	35.5	0.34	7.85	5.95	36.2	0.16	54%	46%	AB
男 1	6	5.21	4.17	31.0	0.31	6.86	5.08	36.0	0.21	10%	90%	B
男 1	7	5.16	3.68	33.9	0.35	7.38	5.80	34.7	0.18	15%	85%	B
男 1	8	4.22	3.44	27.8	0.43	7.38	5.87	34.3	0.17	2%	98%	B
男 1	9	4.57	3.96	27.6	0.36	7.27	5.36	36.6	0.19	1%	99%	B
男 2	0	5.04	3.88	31.6	0.34	5.74	5.61	27.0	0.23	70%	30%	A
男 2	1	5.27	3.81	33.9	0.34	7.62	5.36	38.5	0.18	91%	9%	A
男 2	2	5.10	3.84	32.3	0.34	6.97	5.36	35.0	0.20	55%	45%	AB
男 2	3					7.15	5.12	37.4	0.20	0%	100%	B
男 2	4	4.86	4.12	28.8	0.34	6.91	5.40	34.4	0.20	7%	93%	B
男 2	5	5.04	4.08	30.3	0.33	7.21	5.16	37.5	0.20	67%	33%	A
男 2	6	4.86	4.10	29.0	0.34	7.27	5.57	35.3	0.18	66%	34%	A
女 1	0					6.21	5.17	31.7	0.23	0%	100%	B
女 1	1	4.69	3.39	32.1	0.40	6.91	6.05	31.1	0.18	44%	56%	AB
女 1	2	5.86	4.45	33.7	0.27	6.50	5.61	31.0	0.20	58%	42%	AB
女 1	3	5.04	3.98	30.9	0.34	6.15	5.06	31.9	0.23	50%	50%	AB
女 1	4	5.16	4.41	29.3	0.30	8.01	5.66	38.7	0.17	62%	38%	A
男 3	0	4.39	4.36	24.4	0.35	6.21	5.17	31.7	0.23	51%	49%	AB
男 3	1	4.69	3.39	32.1	0.40	6.91	6.05	31.1	0.18	50%	50%	AB
男 3	2	5.54	3.56	37.9	0.34	7.70	5.29	39.5	0.18	43%	57%	AB
男 4	0	5.21	4.19	30.9	0.31	7.15	5.28	36.4	0.20	54%	46%	AB
男 4	1	4.16	3.77	25.5	0.41	7.32	4.80	40.7	0.21	49%	51%	AB
男 5	0	5.21	4.19	30.9	0.31	7.15	5.28	36.4	0.20	12%	88%	B
男 5	1	4.16	3.77	25.5	0.41	7.32	4.80	40.7	0.21	18%	82%	B
女 2	0	4.63	3.94	28.2	0.36	6.86	5.36	34.3	0.20	21%	79%	B
女 2	1	4.92	4.00	30.0	0.34	6.74	5.65	32.1	0.19	32%	68%	B
男 6	0	4.63	3.94	28.2	0.36	6.86	5.36	34.3	0.20	28%	72%	B
男 6	1	4.92	4.00	30.0	0.34	6.74	5.65	32.1	0.19	58%	42%	AB
男 7	0	4.86	3.90	30.1	0.35	6.86	5.62	32.9	0.19	63%	37%	A
男 7	1	4.75	3.87	29.4	0.36	6.91	5.35	34.7	0.20	58%	42%	AB
男 8	0	6.00	3.92	38.5	0.30	7.86	5.69	37.8	0.17	53%	47%	AB
男 8	1	5.39	3.44	37.7	0.36	6.74	5.45	33.2	0.20	43%	57%	AB
女 3	0	4.34	3.90	26.2	0.38	7.15	5.24	36.7	0.20	27%	73%	B
女 3	1	5.80	3.83	37.8	0.31	7.38	5.90	34.2	0.17	11%	89%	B
女 4	0	4.39	3.05	31.9	0.46	7.21	5.92	33.1	0.18	26%	74%	B
男 9	0	4.70	4.05	28.1	0.35	7.26	5.33	36.7	0.19	16%	84%	B
男 10	0	5.21	4.36	29.9	0.30	7.73	5.34	39.3	0.18	33%	67%	B

表一付録-2 ミニカードライバー頭部負荷状態解析実験結果

被験者名	A				B				b(m)	A振幅比	B振幅比	タイプ
	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax	z(hz)	roll(hz)	l (mm)	l/lmax				
男 1	0	5.57	4.08	34.2	0.30	7.03	5.64	33.7	0.19	23%	77%	B
男 1	1	5.98	4.33	35.3	0.27	7.44	5.42	37.2	0.19	21%	79%	B
男 1	2	4.63	3.67	29.7	0.38	6.97	5.34	35.0	0.20	46%	54%	AB
男 1	3	4.75	3.72	30.3	0.37	6.04	5.17	30.7	0.23	51%	49%	AB
男 1	4	6.09	4.00	38.6	0.29	7.38	5.04	39.3	0.20	4%	96%	B
男 1	5	4.63	3.88	28.5	0.37	7.27	5.83	33.9	0.18	4%	96%	B
男 1	6	5.98	3.91	38.5	0.30	7.38	5.91	34.1	0.17	12%	88%	B
男 1	7	5.79	4.11	35.5	0.29	7.41	4.80	41.2	0.21	10%	90%	B
男 1	8	5.62	3.82	36.4	0.32	6.74	5.57	32.5	0.20	34%	66%	B
男 1	9	4.28	3.89	25.8	0.39	7.44	5.71	35.5	0.18	31%	69%	B
男 2	0	4.86	3.75	31.1	0.36	7.09	5.75	33.5	0.18	43%	57%	AB
男 2	1	4.98	4.20	29.2	0.33	7.50	5.30	38.2	0.19	73%	27%	A
男 2	2	4.92	4.15	29.1	0.33	6.04	5.33	29.9	0.23	59%	41%	AB
男 2	3	5.16	3.88	32.5	0.34	7.32	5.49	36.1	0.19	68%	32%	A
男 2	4	4.39	3.99	26.2	0.37	6.86	5.29	34.7	0.20	3%	97%	B
男 2	5	4.92	3.96	30.2	0.34	7.21	5.23	37.0	0.20	2%	98%	B
男 2	6	5.10	3.55	34.3	0.36	7.03	4.92	38.1	0.21	59%	41%	AB
女 1	0	4.92	3.80	31.2	0.36	7.56	5.66	36.4	0.18	44%	56%	AB
女 1	1	5.04	4.30	29.1	0.32	7.32	5.07	38.8	0.20	28%	72%	B
女 1	2	5.10	3.97	31.4	0.33	7.09	5.38	35.5	0.19	3%	97%	B
女 1	3	4.45	3.90	27.0	0.38	7.03	5.54	34.2	0.19	17%	83%	B
女 1	4	5.48	4.17	32.9	0.30	6.06	5.51	29.2	0.22	57%	43%	AB
男 3	0	4.92	3.80	31.2	0.36	7.56	5.66	36.4	0.18	26%	74%	B
男 3	1	5.04	4.30	29.1	0.32	7.32	5.07	38.8	0.20	41%	59%	AB
男 3	2	5.21	3.47	35.9	0.36	6.86	6.56	28.6	0.17	82%	18%	A
男 4	0	4.80	4.49	26.5	0.32	7.15	5.39	35.7	0.19	24%	76%	B
男 4	1	4.80	4.03	28.9	0.35	7.15	5.77	33.6	0.18	24%	76%	B
男 5	0	4.80	4.49	26.5	0.32	7.15	5.39	35.7	0.19	64%	36%	A
男 5	1	4.80	4.03	28.9	0.35	7.15	5.77	33.6	0.18	9%	91%	B
女 2	0	4.86	3.90	30.1	0.35	6.86	5.62	32.9	0.19	35%	65%	B
女 2	1	4.75	3.87	29.4	0.36	6.91	5.35	34.7	0.20	17%	83%	B
男 8	0	5.45	4.12	33.1	0.31	5.80	5.16	29.4	0.24	58%	42%	AB
男 8	1	5.33	3.81	34.3	0.33	7.91	5.31	40.5	0.18	50%	50%	AB
女 3	0	5.10	3.75	32.9	0.35	7.21	5.73	34.1	0.18	47%	53%	AB
女 3	1	4.86	3.49	32.8	0.38	7.73	5.69	37.1	0.17	24%	76%	B
男 9	0	5.64	3.95	35.6	0.31	5.94	4.96	31.2	0.24	52%	48%	AB
女 5	0	5.28	3.81	33.9	0.34	6.81	5.30	34.4	0.20	15%	85%	B