

車いすの使用が人体に与える影響の一考察 —乗車時の脳波の場合—

須田敦¹・石津憲人²

要旨:車いすなどの使用時に発生する振動や衝撃に起因する負担を、身体的負担と精神的負担に分けて考える。従来、身体的負担は加速度によって評価されているが、精神的負担の評価指標は見当たらない。精神的負担は脳波を用いて数値化することで、新たな評価指標として提案する。計測と解析を行い、t検定によって有意差を調べる。実験結果に高速フーリエ変換を行い、得られたデータからβ波/α波を求め新たな指標とした。新たな指標の平均値の変化により精神的負担を数値化できることがわかった。

キーワード: 脳波、振動抑制、衝撃吸収、t検定、計測、車いす

1. はじめに

車いすやストレッチャーを使用する際、病院内であっても視覚障害者誘導用ブロック¹⁾などの突起物による段差や、エレベーター乗降口のすき間²⁾の段差によって振動や衝撃が発生する。また、屋外では路面の凹凸などによって振動や衝撃が発生する。発生した振動や衝撃は搭乗者に伝わり、痛みや身体的な負担につながる。加えて、搭乗者のみならず介助者の精神的負担にもつながる。

これまでに、振動や衝撃を低減するための装置³⁾が開発されている。しかし、これらの装置は荷台に伝わる加速度を評価指標として開発され、身体的負担のみの軽減を目的としている。一方、精神的負担に対しては明確な指標を用いて開発されていない。

本研究では新たな評価指標として精神的負担を取り入れるが、判断基準を被験者の主観とすると段階評価法や直感的なものになる⁴⁾。そこで本研究では搭乗者の脳波(electroencephalogram, EEG)を評価指標⁵⁾とする。介助者の脳波も計測⁶⁾することにより、介助者の視点からの装置改善も期待され、搭乗者と介助者の両者の負担軽減⁷⁾にもつながる。その前段階の実験として、車いすの搭乗者の脳波を計測、解析し考察する。

2. 脳波について

脳波計測には頭皮上に電極を貼付する基準として、Fig. 1に示す国際10-20法⁸⁾の電極貼付位置基準などがある。計測された脳波は周波数成分範囲により

いくつかの分類がある。特に出現がみられる心理状況⁹⁾をTable 1に示す。これは計測された脳波データに対しフーリエ解析を行うことにより各周波数のパワースペクトラムとして得ることができる。

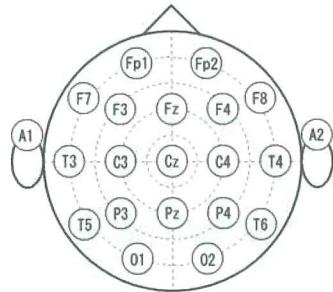


Fig. 1 Ten-twenty electrode system

Table 1 Classification of EEG

	Brainwave Type	Frequency range [Hz]		Mental states and conditions
		and over	less than	
(1)	Delta	0.1	4	Deep, dreamless sleep, non-REM sleep, unconscious
(2)	Theta	4	8	Intuitive, creative, recall, fantasy, imaginary, dream
(3)	Alpha	8	13	Relaxed (but not drowsy) tranquil, conscious
(4)	Low Beta	13	16	Formerly SMR, relaxed yet focused, integrated
(5)	Midrange Beta	16	21	Thinking, aware of self & surroundings
(6)	High Beta	21	31	Alertness, agitation

1 舞鶴工業高等専門学校 機械工学科 助教

2 豊橋技術科学大学 機械工学系 3年

医療用、研究用途の脳波計は、国際 10-20 法や 10% 法⁸⁾に基づいて電極を配置するため大量の電極を取り付ける必要があり、装着に手間がかかったり、被験者の行動を制限したりするなどの問題がある。また、脳波計や、その実験・解析に用いられるソフトウェアは高額である。近年、脳科学分野やセンサ技術の発展により装着が簡単で安価かつ携帯可能な簡易脳波計が開発されている。これは装着者の行動を阻害しないため日常的な使用が可能であり、比較的安価で入手しやすい利点がある。本研究では、条件を変えながら車いすを使用時の脳波計測を行うため、大掛かりな脳波計よりも利用適用範囲が広い簡易脳波計の方が適している。本研究では NeuroSky 社が開発した脳波計測用 Bluetooth ヘッドセットの MindWave Mobile を使用する。

3. 実験装置

脳波計測用 Bluetooth ヘッドセット MindWave Mobile は頭部に装着した際、額（左前頭極部）と耳たぶ（耳介前点）(Fig. 1 における Fp1, A1) に電極を接触させ、耳たぶを基準電極とし、額の電極から得られる電位変動を記録する。1 [s] に 512 個の脳波データを取得している。Fig. 2 に装置を、Fig. 3 に装置を取り付けた際の様子を示す。

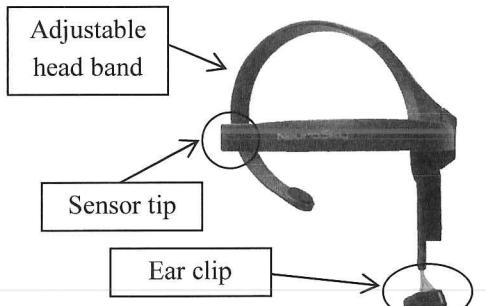


Fig. 2 MindWave Mobile

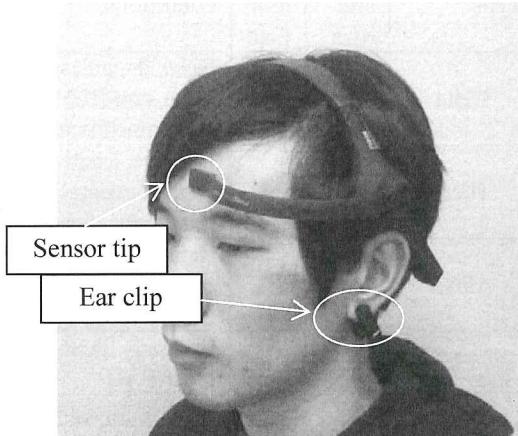


Fig. 3 Wearing appearance

実験に用いる車いすはカワムラサイクル社製

KA22-38SN で、その全体図を Fig. 4 に示す。車いすに取り付けた台に PC を設置することにより、車いすの操作と脳波計測の同時進行が可能である。

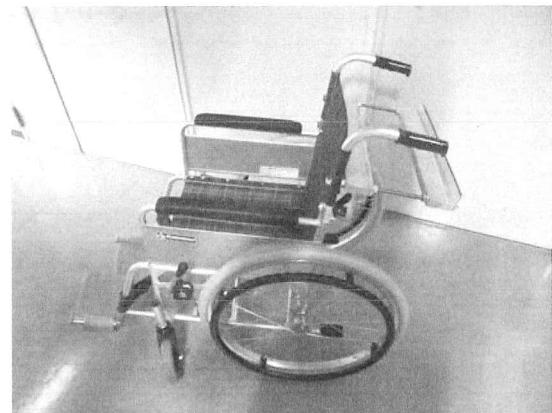


Fig. 4 Wheelchair

4. 脳波計測実験

4. 1 実験方法

実験の手順を以下にまとめる。

- (1) 被験者の頭に MindWave Mobile を装着する。
- (2) 被験者をリラックス状態で車いすに座らせ、搭乗者とする。
- (3) 動作確認を行い、定常波を確認でき次第計測を開始する。
- (4) 以下の 4 つの条件において計測する。
 - (a) 車いすを動かさない状態
 - (b) 平路を走行
 - (c) 坂道を登る
 - (d) 坂道を下る
- (5) (4)において実質計測時間が 5 [s] 以上になるよう計測する。

実験の様子を Fig. 5 に示す。

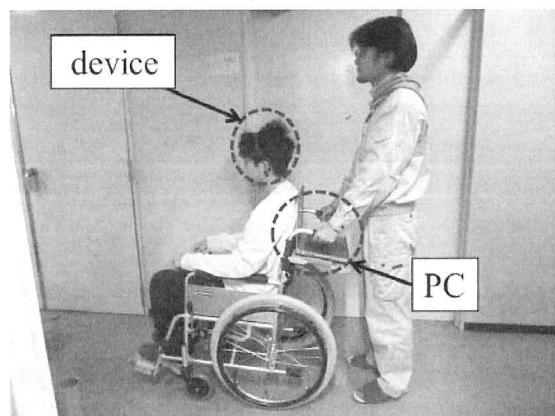


Fig. 5 State of the experiment

4. 2 実験環境

実験は舞鶴工業高等専門学校内で実施する。静止時は電子制御工学棟 1 階ロボット工学実験室内にて、

平路走行は電子制御棟1階廊下にて、登坂および降坂走行は第一体育館前の坂にて実施する。なお坂の傾斜は5.2 [deg]で、長さは22700 [mm]である。被験者は健常者（20代男性）4人を対象にする。なお、本実験は舞鶴工業高等専門学校生命倫理委員会の承認（承認番号28-2）を受けている。

4. 3 実験結果

得られたデータに対しFFT（高速フーリエ変換、

fast Fourier transform）を行い、時間軸を奥行に取ることで三次元グラフ化した。Fig. 6にMATLABで生成した、同一人物の各条件でx軸を周波数、y軸を時間、z軸をパワースペクトラム密度（Power Spectral Density, PSD）で表した三次元グラフを示す。Fig. 7はFig. 6をx-z平面から見たものであり、最大パワースペクトラム密度を見ることができる。

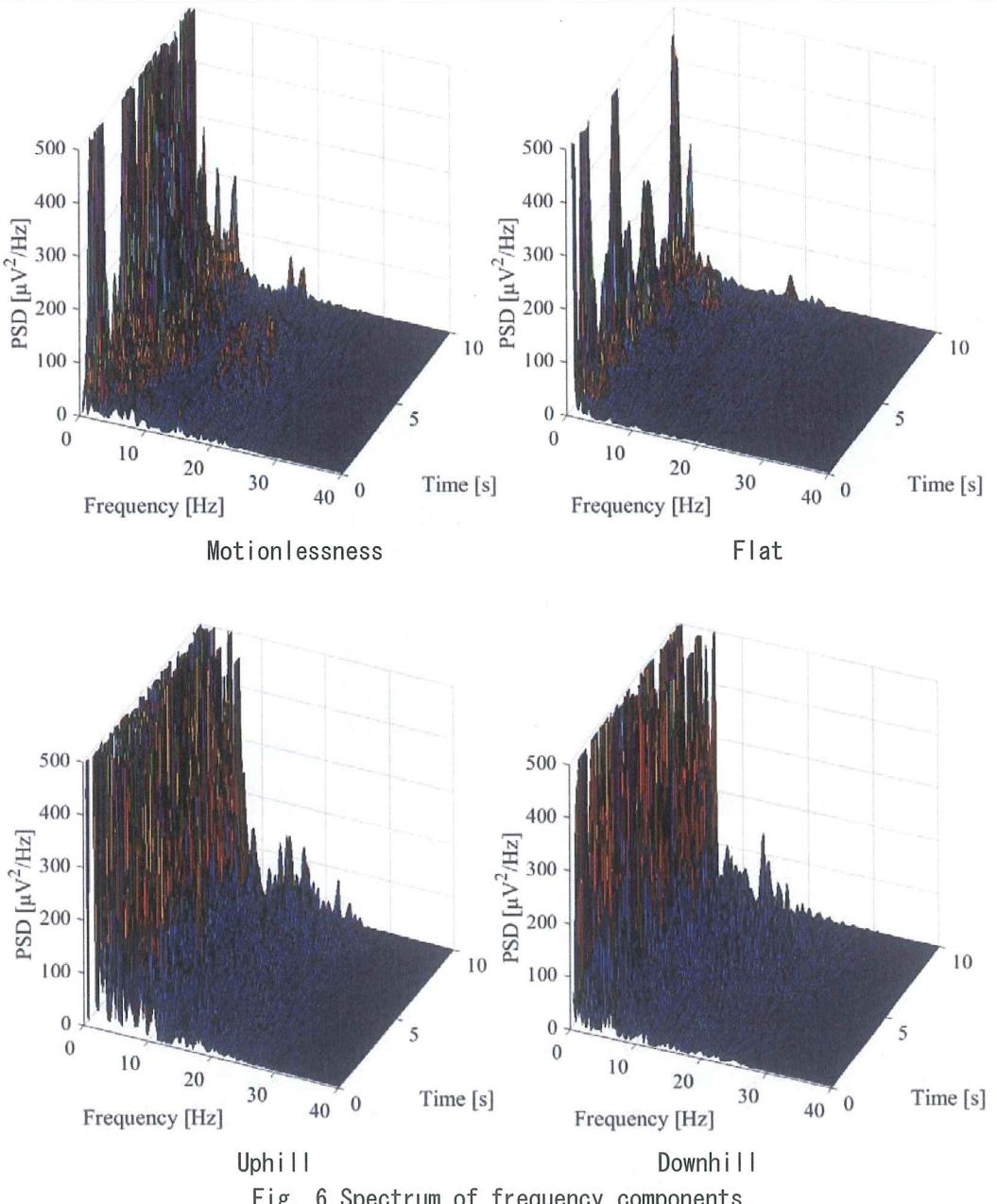


Fig. 6 Spectrum of frequency components

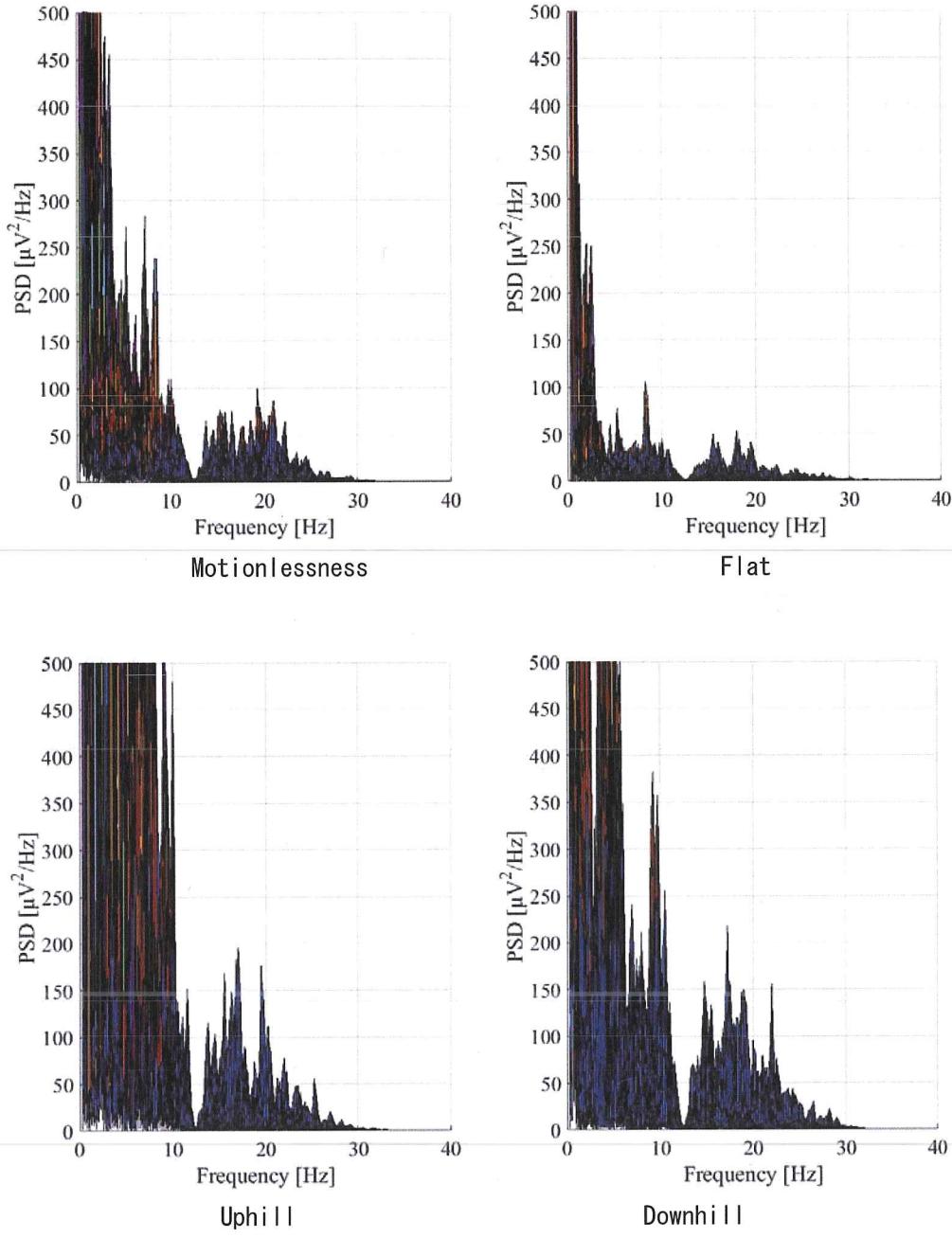


Fig. 7 Frequency vs Maximum PSD for ten seconds

Fig. 6 より平路走行に比べ登坂と降坂は広い分布で応答が大きくなっていることが分かる。また、静止時も大きくなっているが、登坂と降坂と比べ半分程度である。Fig. 7 では z 軸の最大値を $500 [\mu\text{V}^2/\text{Hz}]$ としているが、実際は $0 \sim 7 [\text{Hz}]$ において $1000 \sim 10000 [\mu\text{V}^2/\text{Hz}]$ の範囲の数値が計測されている。これは、本研究では α 波 ($8 \sim 12 [\text{Hz}]$) と β 波 ($13 \sim 30 [\text{Hz}]$) を対象にしており、 $0 \sim 7 [\text{Hz}]$ については考慮しないためである。

次に、周波数は $0.25 [\text{Hz}]$ ごと（ α 波は $7.75 \sim 12.5 [\text{Hz}]$ の範囲、 β 波は $12.75 \sim 30.5 [\text{Hz}]$ の範囲）の最大パワースペクトラム密度を抽出し、さらに $0.125 [\text{s}]$ ごとに最大値を抽出し合計する。得られた各合計パワースペクトラムを、 $10 [\text{s}]$ の範囲で平均化する。得られた値を Fig. 8 にまとめる。

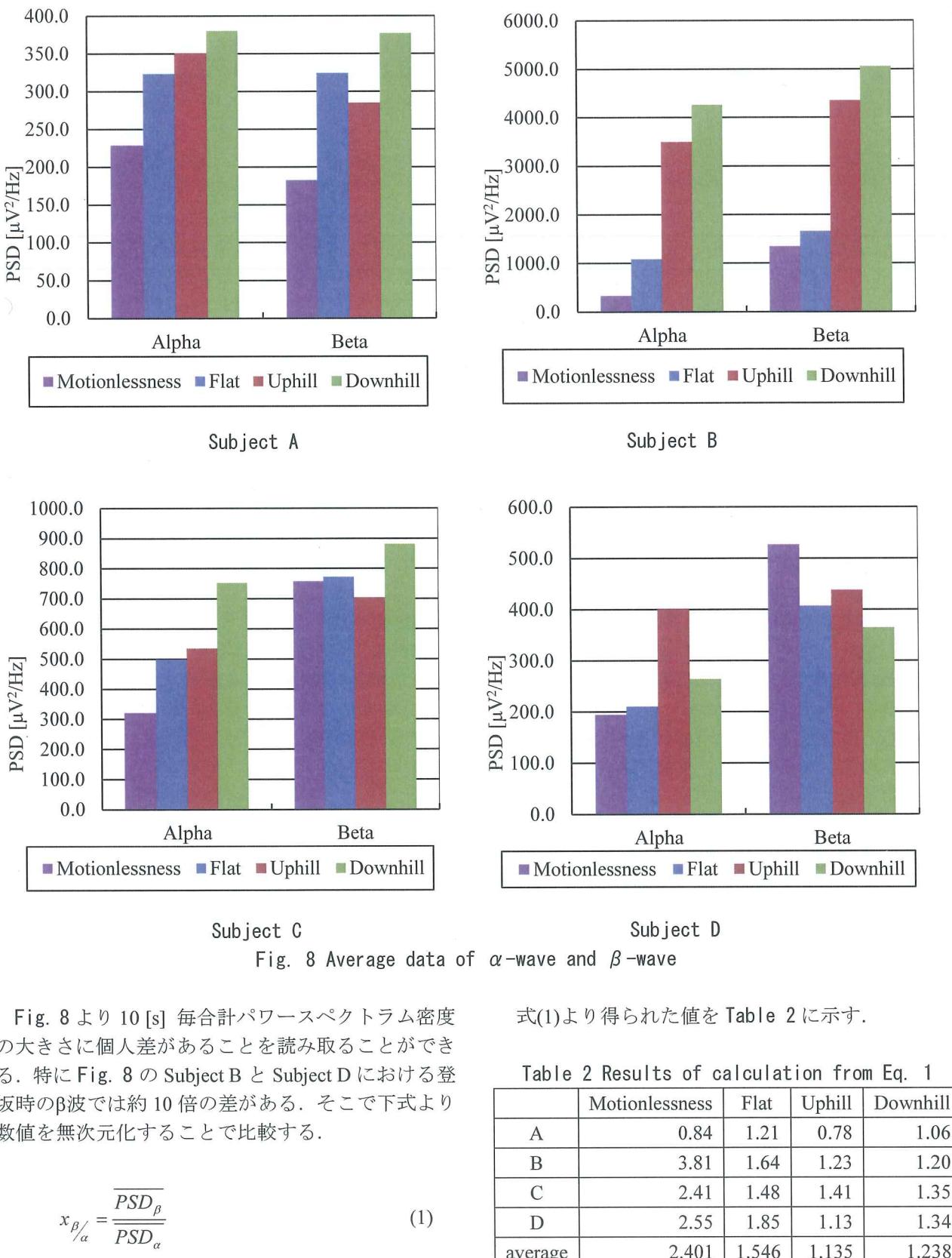


Fig. 8 Average data of α -wave and β -wave

Fig. 8 より 10 [s] 每合計パワースペクトラム密度の大きさに個人差があることを読み取ることができる。特に Fig. 8 の Subject B と Subject D における登坂時の β 波では約 10 倍の差がある。そこで下式より数値を無次元化することで比較する。

$$x_{\beta/\alpha} = \frac{\overline{PSD}_{\beta}}{\overline{PSD}_{\alpha}} \quad (1)$$

ここで、 \overline{PSD}_{α} を α 波の毎秒合計パワースペクトラム密度、 \overline{PSD}_{β} を β 波の毎秒合計パワースペクトラム密度とする。

式(1)より得られた値を Table 2 に示す。

Table 2 Results of calculation from Eq. 1

	Motionlessness	Flat	Uphill	Downhill
A	0.84	1.21	0.78	1.06
B	3.81	1.64	1.23	1.20
C	2.41	1.48	1.41	1.35
D	2.55	1.85	1.13	1.34
average	2.401	1.546	1.135	1.238

Table 2 より $x_{\beta/\alpha}$ の平均値には、静止>平路走行>降坂>登坂の結果を得た。この結果の関係が偶然によって生じたものでないと証明するために、「平路走行時に対し登坂、降坂、不動時の $x_{\beta/\alpha}$ の平均値の差

に有意差がない」と仮説を立て、それを否定する仮説検定として *t* 検定¹⁰⁾を行う。*t* 検定には以下に示す式 (2) と *t* 分布表¹¹⁾を用いる。

$$t = \frac{(u_0 - u)}{\sqrt{\frac{s_0^2 n_0 + s^2 n}{v \left(\frac{1}{n_0} + \frac{1}{n} \right)}}} \quad (2)$$

ここで、 u_0 および u は平均値、 s_0^2 および s^2 は分散、 n_0 および n はデータ数を示し、 v は自由度とし $v = n_0 + n - 2$ で表される。また、 u_0 、 s_0^2 、 n_0 は比較指標の標本集団、 u 、 s^2 、 n は比較対象の標本集団の数値である。

t 検定の結果を Table 3 に示す。ただし、両側分布、有意水準を 5%とする。*t* 値の境界値は *t* 分布表の自由度から決定されるが、表に無い場合は表に存在する自由度の次に大きい値とする。*t* 値の絶対値と *t* 値の境界値を比較し、*t* 値の絶対値が大きければ帰無仮説の棄却が可能である。すなわち「平路走行時に対し登坂、降坂、不動時の $x_{\beta/\alpha}$ の平均値の差に有意差がない」という仮説が否定され、平路走行時に対し登坂、降坂、不動時の $x_{\beta/\alpha}$ の平均値には有意差があると結論付けられる。Table 3 の result は○であれば有意差があることを、×であれば有意差がないことを意味する。

Table 3 *t*-test results of $x_{\beta/\alpha}$

	Motionlessness	Uphill	Downhill
Degrees of freedom	133	148	148
t-value	-6.558	7.378	6.211
t-boundary value	1.977	1.975	1.975
result	○	○	○

Table 3 より有意差があると示され、 $x_{\beta/\alpha}$ によって不安感の数値化が可能であると考えられる。また、平路走行時に対し登坂、降坂、不動時の $x_{\beta/\alpha}$ の平均値に有意差があることから、平路走行時の $x_{\beta/\alpha}$ を基準としての数値化が可能であると考えられる。

5. おわりに

本研究では、脳波計測用 Bluetooth ヘッドセット MindWave Mobile を用いて得られる脳波により、車いす使用時の不安感の数値化が出来るか検証した。平路と上り坂、下り坂、静止での実験により、平路走行時と登坂、降坂時において、 β 波/ α 波の平均値が減少し、その間に有意差があることを示した。これによって不安感が数値化することが出来ることを示した。また、静止時では平路走行に対しての β 波/ α 波の平均値が上昇していた。よって、静止時と平路走行での不安感の差を示すことが出来た。

謝辞：本研究の一部は、平成28年度舞鶴工業高等専門学校機械工学科研究経費の配分を受けて行われた。ここに記し関係各位に謝意を表する。

参考文献 :

- 日本工業規格：高齢者・障害者配慮設計指針－視覚障害者誘導用ブロック等の突起の形状・寸法及びその配列, JIS T9251 (2014).
- 日本国政令：昇降機に関する建築基準法施行令, 第129条の7.
- 須田敦, 宮尾育正, 山本昌彦：車いすへの実用を意識した簡易振動・衝撃低減装置の設計開発, 日本設計工学会 2016 年度春季研究発表講演会講演論文集, pp. 155-158 (2016).
- 山田功, 松島伸明, 坂下裕矢, 矢田拓也, 細井盛一, 白倉賢二, 久田信行：車椅子使用時に感じる不安に関する一考察, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 70, No. 693, pp. 1332-1340 (2004).
- 牧川方昭, 吉田正樹, 南部雅幸, 塩澤成弘, 岡田志麻：人の心身状態の計測技術－人に優しい製品開発のための日常－, コロナ社(2015).
- 飛松省三：脳波検査の基本知識, Medical Technology, Vol. 42, No. 6, pp. 530-541 (2014).
- 野口稔明, Kosin Chamnongthai, 坂主樹哉, 山田功：簡易脳波センサ MindWave で計測される車椅子使用時の集中度とリラックス度の解析, 第 57 回自動制御連合講演会, 2D08 (2014).
- 日本臨床神経整復学会：デジタル脳波の記録・判読の手引き, 診断と治療社(2015).
- NeuroSky : MindWave Mobile User Guide (2015).
- J. S. ベンダット, A. G. ピアソル : ランダムデータの統計的処理, 培風館(1988).
- 岸根卓郎 : 理論・応用統計学, 養賢堂(1978).

(2018. 1. 12 受付)

A CONSIDERATION ON THE INFLUENCE OF THE USE OF A
WHEELCHAIR ON THE HUMAN BODY
- CASE OF EEG AT BOARDING -

Atsushi SUDA and Kento ISHITSU

ABSTRACT : A burden is caused by vibration and/or impact when using a wheelchair. Consider the burden as a physical burden and a mental burden. Heretofore, the physical burden is evaluated by acceleration. However, there is no indication of the mental burden evaluation index. Mental burden is digitized using EEG (electroencephalogram). We propose it as a new evaluation index. Measurement and analysis are performed, and significance is obtained by *t*-test. Perform fast Fourier transform on the experimental results. From the obtained data, the average value of the α -waves dividing the β -waves was obtained and used as a new index. The mental burden can be quantified by changing the new indicator.

Key Words : EEG, Vibration reduction, Shock absorbing, *T*-test, Measurement, Wheelchair