

観測地震波を用いた身体の安全確保対策等に関する検証

池内 慶子*, 前川 浩平**, 千島 清奈生***, 中山 崇***

概 要

今後発生が予想される首都直下地震に対する人的被害軽減に寄与するため、観測地震波の揺れを用いて地震発生時における身体防護体勢を検討した。東北地方太平洋沖地震発生時の東京消防庁管内における救急搬送データから負傷機転を分析し、負傷リスクを減らす身体防護体勢を検討するとともに、異なる身体防護体勢において外側広筋等の筋活動量及び頭部における加速度を比較することで、負傷リスクが低く、身体負荷の小さい安定した身体防護体勢を考案した。また、体勢の移行時における外側広筋等の筋活動量及びVASによる本人の動きにくさに関する主観的評価を比較し、身体負荷の小さい身体防護体勢移行へのタイミングを見出した。

1 はじめに

今後 30 年以内に 70% の確率で起きると言われている首都直下地震への対策が急がれている中、地震発生時に自身の負傷を防ぐことは、地震後の円滑な自力避難を可能にするとともに、他者の救護を可能にするなど、自助共助に不可欠である。

既往の研究報告^{1), 2)}では、地震時の行動と負傷の関連性について記載されているものは少ない。また、地震時の避難行動についての研究報告³⁾では、1次元振動を用いた研究が多く、3次元振動を用いた研究は少ない。

そこで、本検証では東北地方太平洋沖地震発生時の当庁管内における救急搬送データを用いた負傷機転の分析を行うとともに、その結果を踏まえ、観測地震波の揺れを用いて最適な身体防護体勢を考案した。

2 検証方法

(1) 実験装置及び測定機器

ア 振動実験装置

振動実験は消防技術安全所の振動実験装置を用いた。振動実験装置は加振機、振動台、制御装置等によって構成されており、3軸（3次元）による観測地震波の再現が可能である（写真1）。諸元・性能等は表1のとおり。



写真1 振動実験装置外観

表1 振動実験装置の諸元・性能

項目	諸元・性能
振動機構	水平2方向（XY軸） 垂直1方向（Z軸）
振動台寸法	2.5 m×2.5 m
振動数範囲	0.1~200 Hz
最大搭載質量	10,000 kg
最大変位	X軸：600 mm ^{p-p} * Y軸：400 mm ^{p-p} Z軸：150 mm ^{p-p}
駆動方式	永久磁石駆動方式

※ mm^{p-p}:peak-to-peak で両振幅の範囲を示す。

当該装置上にダイニングテーブル及び木製チェアを設置した（写真2及び写真3）。寸法等は表2のとおり。

表2 使用した家具

家具	寸法[mm] (幅×奥行×高さ)
ダイニングテーブル	1150/1600×750×700
木製チェア	395×445×900



写真2 ダイニングテーブル



写真3 木製チェア

*危険物質検証課 **震災対策課 ***消防技術課

イ 筋電計

筋肉の活動電位を測定し、筋活動量を算出するために多チャンネルテレメータシステム WEB7000（日本光電工業社製）を用いた（写真4）。諸元・性能等は表3のとおり。



写真4 WEB7000（日本光電工業社 HP より）

表3 多チャンネルテレメータシステム WEB7000の緒元・性能

項目	諸元・性能
受信機	型式 ZR-700H 幅 330×高 75×奥行 300mm 重量：約 5.5kg
送信機	型式 ZB-150H（テレメータ電極） 幅 25×高 34.5×奥行 12mm 重量：約 10g
バイオリピータ	型式 ZB-700H 幅 92×高 235×奥行 56mm 重量：約 0.38kg
制御装置	型式 CC-700H 幅 340×高 32×奥行 270mm 重量：約 2.3kg

測定器は被験者の利き腕の上腕三頭筋（以下「TB」という。）、利き足の外側広筋（以下「VL」という。）及び前脛骨筋（以下「TA」という。）に取り付けた。測定器の取付け位置を表4及び図1から図3に示す。

表4 各筋肉部位における測定器取付け位置⁴⁾⁵⁾

筋肉名	導出線（a）	導出線中点
上腕三頭筋（TB）	肩峰から肘頭	肘頭から a/3 の位置
外側広筋（VL）	上前腸骨棘から外側膝関節窩	膝関節から a/4 の位置
前脛骨筋（TA）	膝蓋骨尖から外果	膝蓋骨から a/3 の位置

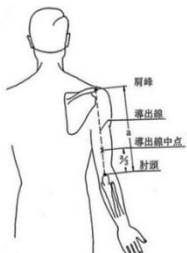


図1 TB取付け位置

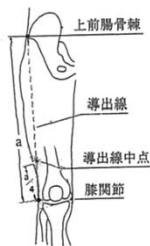


図2 VL取付け位置

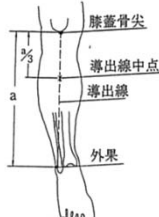


図3 TA取付け位置

ウ 加速度センサ

被験者の頭部における応答加速度を測定するため、加速度センサを用いた（写真5）。諸元・性能等は表5のとおり。

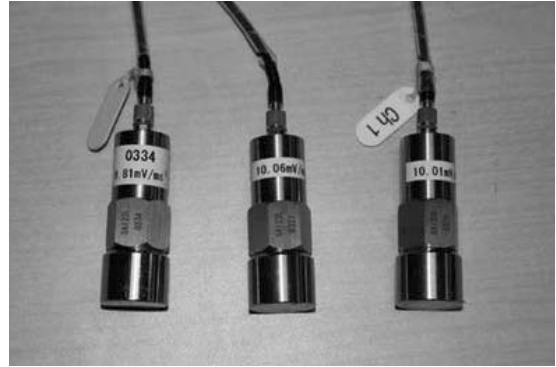


写真5 加速度センサ

表5 加速度センサの緒元・性能

項目	諸元・性能等
型式	SA-122L
ピックアップ方式	圧電式アンプ内蔵型
共振周波数	10kHz 以上
周波数範囲	0.5～5,000Hz
最大使用加速度	330m/s ²
寸法	17mm×35mm
重量	約 42g
感度	約 5%

エ 被験者

20代から60代までの9名（男性8名、女性1名）に被験者の協力を得た。被験者は、保護具としてヘルメット、肘当て及び膝当てを装着した状態で検証を実施した。

(2) 加振条件

観測地震波は、直下型地震である兵庫県南部地震の地震波を用いた。兵庫県南部地震の観測地震波については、気象庁HP⁶⁾で公開されている平成7年1月兵庫県南部地震において観測された地震波（JMA-Kobe）を選定した。

観測地震波を基に振動実験装置の出力を調整することで加速度の大きさを変化させ、加振に用いる震度階級4相当、5強相当及び6強相当の実験波を作成した。また、測定に影響が小さい揺れ始めと終わりの微動部分を省略し、加振時間を約40秒とした。震度階級等と振動台における最大応答加速度を表6に示す。

表6 震度階級と振動台における最大応答加速度

震度階級 (計測震度)	最大応答加速度 [gal]		
	X 軸	Y 軸	Z 軸
4 (4.34)	72	63	29
5強 (5.44)	263	196	92
6強 (6.35)	768	599	266

(3) 検証手順

ア 揺れの違いによる体勢の移行に伴う身体負荷の把握
被験者（8人）には立位又は座位の状態から加振開始後14秒後（最大の揺れが来る直前）に指定した身体防護体勢（図4及び図5）へ移行する合図を出し、加振終了まで指定体勢を保持するよう指示した。



図4 立位から指定体勢

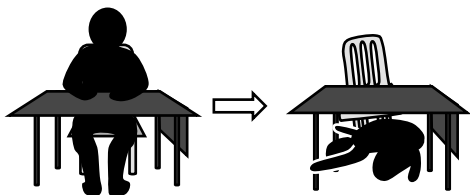


図5 座位から指定体勢

立位又は座位の状態において、異なる揺れ（震度4相当、震度5強相当及び震度6強相当）で被験者ごとに各3回測定を行った。各測定で得られた筋肉の活動電位の波形を二乗平均平方根（以下「RMS値」という。）処理した後、時間（40秒間）で積分し、得られた3回の積分値を平均し個人平均値とした。次に、個人平均値を正規化し個人正規化値（式1）とするために、個人基準値を測定した。個人基準値は、加振せずに各状態（立位又は座位）において測定したRMS値を時間（40秒間）で積分した値とした。

$$\text{個人正規化値} = \text{個人平均値} \div \text{個人基準値} \cdots \text{式(1)}$$

さらに被験者毎に各測定後にVASについて回答を求め、平均値を算出し被験者のVAS値とした。

各被験者の個人正規化値及びVAS値を用いて、探索的データ解析（箱ひげ図）⁷⁾を行いデータの傾向を確認した後、統計解析を行った。解析には、SPSS Ver. 21 for windows⁸⁾を用いて、対応ある一元配置分散分析を実施し、震度4相当、震度5強相当及び震度6強相当における、各測定項目の群間比較を行った。なお、統計学的有意水準は5%未満を有意差あり 10%未満を有意傾向ありとした。

イ 体勢の違いによる身体負荷の把握

被験者（7人）には、指定した身体防護体勢（図6から図8）を加振前からとり、加振中は体勢を保持するよう指示した。



図6 指定体勢1 図7 指定体勢2 図8 指定体勢3

指定体勢は、接地面が足の裏のみの2点支持を「指定体勢1」とし、膝及び足先若しくは足の甲が接地した4点支持を「指定体勢2」とし、肘、膝並びに足先又は足の甲が接地した6点支持を「指定体勢3」とした。

各指定体勢において、震度6強相当の揺れで被験者ごとに各4回測定を行った。各測定で得られた筋活動量のRMS値を時間（40秒間）で積分し、4回の積分値の平均を個人平均値とした。次に指定体勢3を基準の体勢とし、指定体勢3における個人平均値を個人基準値とし、式(1)により個人平均値を個人基準値により正規化し個人正規化値とした。

加速度については、被験者毎に4回ずつ測定した平均を個人平均値とし、指定体勢3における個人平均値を個人基準値とし、筋活動量と同様に式1により個人正規化値を算出した。

各被験者の個人正規化値を用いて、各指定体勢における測定項目の群間比較を前記アと同様の手法で行った。

(4) 動き難さに関する主観的評価

前記アの揺れの違いによる体勢の移行の検証では、本人の動き難さを確認するために、VAS⁹⁾ (Visual Analogue Scale) による評価を行った。VASとは、主観的な評価を測る指標で、質問項目に対して、100mmの水平線上で自分の感覚や気持ちに近いと感じるVASスケールのポイントに×印を記し、左端から×印までの長さを主観的な指標であるVAS値とするものである。今回用いたVASスケールを図9に示す。

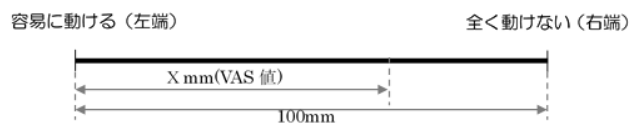


図9 今回使用したVASスケール

3 検証結果

(1) 救急搬送データを用いた負傷機転の分析

搬送データから要請時の概要を読み取り、救急要請に至った起因を「事故種別コード」と概要に記載された「地震」の単語から、「地震の主要動による負傷（以下「主要動負傷」という。）」「地震の主要動による急病（以下「主要動急病」という。）」「避難関係による負傷（以下「避難負傷」という。）」「避難関係による急病「避難急病」という。）」「帰宅困難による負傷（以下「帰宅困難負傷」という。）」「帰宅困難による急病（以下「帰宅困難急病」という。）」「地震関連以外」の7つの起因に分類し、東北地方太平洋沖地震発生時から2時間ごとの分類の経時変化を集計した結果を表7及び図10に示す。

表7及び図10より地震発生直後は、「主要動負傷」及び「主要動急病」並びに「避難負傷」が多く、時間経過とともに地震の主要動に起因する負傷又は急病は減少している一方、時間経過とともに帰宅困難に伴う急病は増加し、

8時間後から10時間後（22：46～24：45）に件数が最も多くなっている。

「主要動負傷」に分類した負傷者91名のうち、多数傷者発生事案（計30人）を除く61名について、救急要請に至った負傷原因を図11に示す。

図11より、負傷原因の上位3つをみると「家具類の転倒」による負傷者は39%、「本人の転倒」による負傷者は23%、「飛散・落下物」による負傷者は15%である。

表7 各分類における救急要請件数の経時変化

分類	主要動負傷	主要動急病	避難負傷	避難急病	帰宅困難負傷	帰宅困難急病	地震関連以外	
合計件数	91	62	39	34	10	120	1641	
時間 (2時間毎)	14：46～16：45	59	32	18	1	0	0	81
	16：46～18：45	11	12	6	22	0	4	104
	18：46～20：45	2	9	2	0	2	15	138
	20：46～22：45	3	4	0	4	0	24	120
	22：46～24：45	7	3	2	1	0	24	112
	0：46～2：45	1	0	3	3	2	15	114
	2：46～4：45	2	0	0	0	3	12	97
	4：46～6：45	1	1	2	0	1	11	100
	6：46～8：45	0	1	4	1	0	7	151
	8：46～10：45	2	0	2	2	1	3	222
	10：46～12：45	3	0	0	0	1	4	216
	12：46～14：45	0	0	0	0	0	1	186

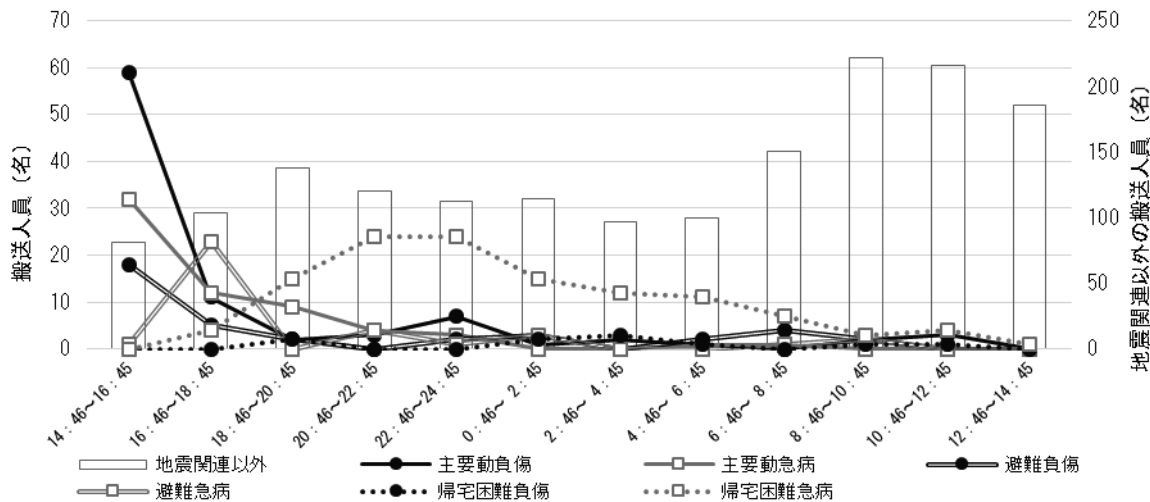


図10 各分類における救急要請件数の経時変化

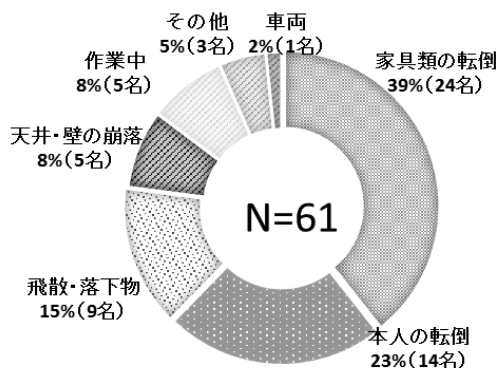


図11 救急要請に至った負傷原因

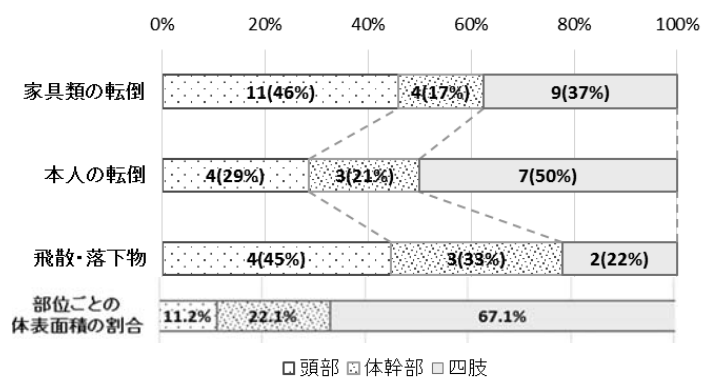


図12 原因上位3つの負傷部位の割合

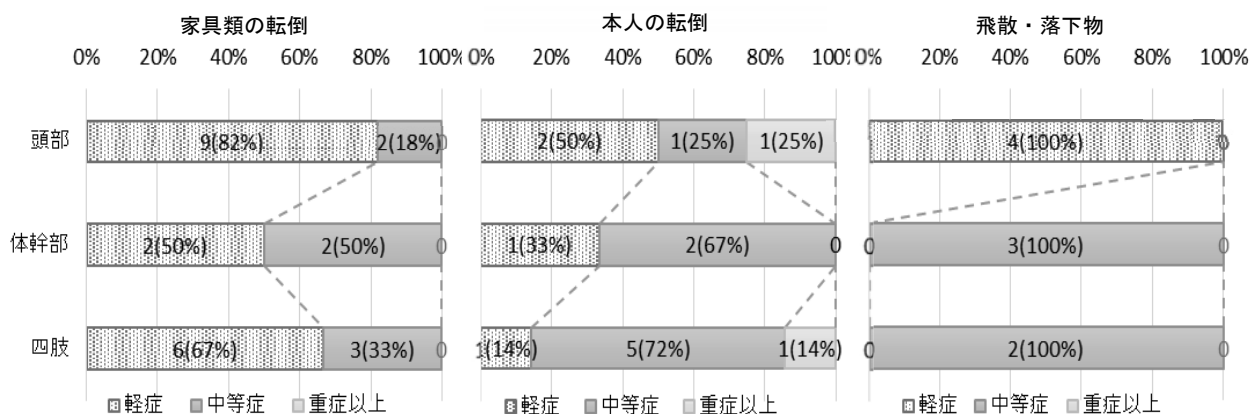


図 13 原因上位 3つの負傷程度の割合

次に、原因上位 3つの負傷者の負傷部位を「頭部」、「体幹部」、「四肢」について分類した結果を図 12 に、各負傷部位を程度別に分類した結果を図 13 に示す。なお、図 12 には参考として身体の各部位が体表面積に占める割合を示している¹⁰⁾。

図 12 より、「家具類の転倒」及び「飛散・落下物」によって負傷した人は「頭部」の割合が高く、「本人の転倒」によって負傷した人は「四肢」の割合が高くなっている。

図 13 より、負傷部位ごとの程度をみると、家具類の転倒による負傷者の中等症の割合については「体幹部」が最も高く、次いで「四肢」、「頭部」の順に高くなっている。本人の転倒による負傷者の中等症以上の割合については「四肢」が最も高く、次いで「体幹部」、「頭部」の順に高くなっている。

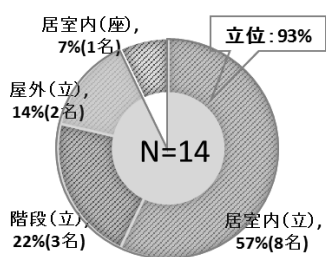


図 14 本人の転倒前の体勢

飛散・落下物による負傷者の中等症以上の割合については「体幹部」「四肢」が高く、次いで「頭部」の順に高くなっている。本人の転倒 14 名について、直前の体勢を立位状態（歩行含む）及び座位状態の 2 体勢に分類した結果を図 14 に示す。図 14 より、立位状態であったのは 93%であった。

(2) 観測地震波を用いた身体負荷の把握

ア 揺れの違いによる体勢の移行に伴う身体負荷の把握

立位時の測定器の各取り付け部位及び震度別における各被験者の筋活動量の個人正規化値を表 8 に示し、測定ごとの VAS 値を表 9 に示す。また、表 8 に関する各部位における箱ひげ図を図 15 から図 17 に示し、表 9 に関する VAS 値の箱ひげ図を図 18 に示す。各箱ひげ図から、中央値及び平均値をまとめた結果を表 10 に示す。表 10 の平均値について、対応ある一元配置分散分析を実施した結果を表 11 に示す。表中の値は平均値±標準偏差を示している。

座位時においても立位時同様に、各部位における箱ひげ図を図 19 から図 21 に示し、VAS 値の箱ひげ図を図 22 に示す。各箱ひげ図から、中央値及び平均値をまとめた結果を表 12 に示す。表 12 の平均値について、対応ある一元配置分散分析を実施した結果を表 13 に示す。

なお、座位時の個人正規化値及び VAS 結果の表については省略する。

表 8 各震度における正規化した部位別筋活動量（立位時）

被験者	T B			V L			T A		
	4	5 強	6 強	4	5 強	6 強	4	5 強	6 強
A	1.19	1.35	2.16	0.51	0.60	0.73	0.16	0.16	0.27
B	1.03	1.70	1.59	0.97	0.90	1.29	0.76	0.96	1.19
C	1.55	1.37	1.91	0.55	0.54	0.61	1.75	1.96	1.92
D	0.56	0.55	0.73	0.97	1.28	2.57	1.67	4.13	5.36
E	0.82	0.67	0.86	0.84	1.34	0.99	2.04	1.82	1.72
F	0.88	1.17	1.20	11.60	15.86	19.12	1.51	1.91	2.72
G	0.83	1.14	1.22	0.86	0.90	1.13	1.01	0.94	2.16
H	1.18	1.04	1.24	2.53	2.06	5.43	0.85	1.80	1.56

表9 各震度におけるVAS値（立位時）

被験者	震度4				震度5強				震度6強			
	1回	2回	3回	平均	1回	2回	3回	平均	1回	2回	3回	平均
A	12	4	15	10	28	43	16	29	82	95	98	92
B	0	0	0	0	19	1	4	8	79	72	62	71
C	12	0	3	5	4	6	8	6	69	72	74	72
D	0	0	0	0	11	32	38	27	78	71	70	73
E	3	2	2	2	19	8	10	12	48	72	71	64
F	10	20	15	15	22	26	35	28	60	85	74	73
G	8	9	14	10	20	37	37	31	84	70	78	77
H	32	3	6	14	23	28	19	23	11	32	18	20

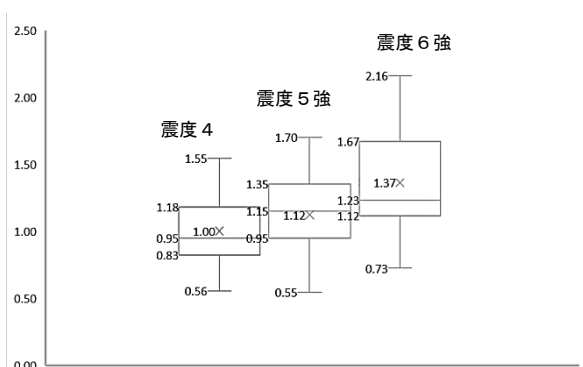


図15 T Bにおける正規化した筋活動量（立位時）

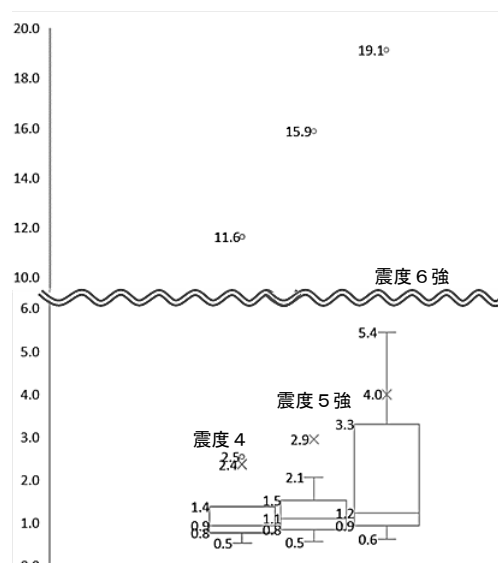


図16 V Lにおける正規化した筋活動量（立位時）

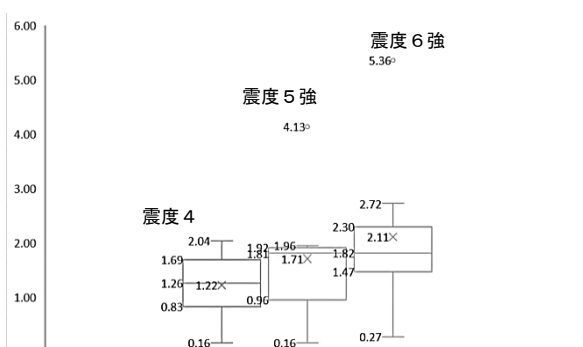


図17 T Aにおける正規化した筋活動量（立位時）

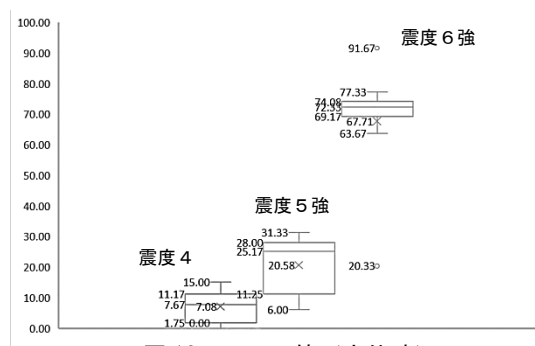


図18 V A S値（立位時）

表10 各震度における筋活動量及びVAS値（立位時）

	T B		V L		T A		V A S	
	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値
震度4	0.95	1.00	0.91	2.35	1.26	1.22	7.67	7.08
震度5強	1.15	1.12	1.09	2.93	1.81	1.71	25.17	20.58
震度6強	1.23	1.37	1.21	3.98	1.82	2.11	72.33	67.71

表 11 対応ある一元配置分散分析結果（立位時）

	T B	V L	T A	V A S
震度 4	100.4±30.2	235.2±378.9	122.0± 62.6	7.1± 6.0
震度 5 強	112.4±37.7	293.3±524.4	170.8±116.9	20.6±10.2
震度 6 強	136.5±49.5	398.4±632.1	211.1±149.6	67.7±20.7

* : p < 0.05

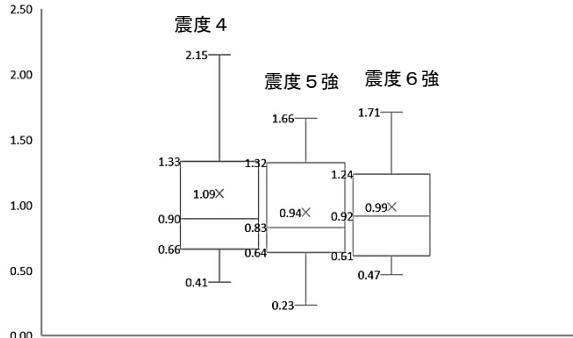


図 19 T Bにおける正規化した筋活動量（座位時）

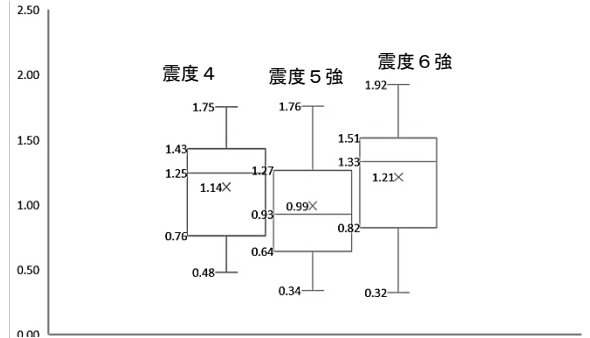


図 20 V Lにおける正規化した筋活動量（座位時）

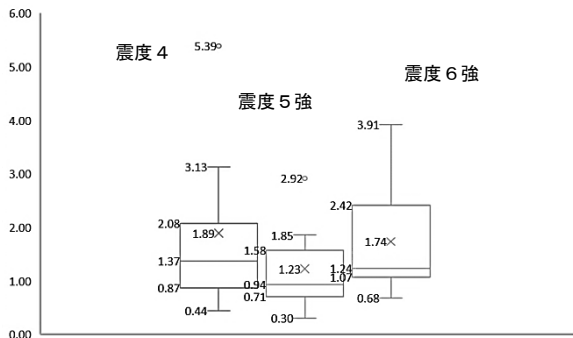


図 21 T Aにおける正規化した筋活動量（座位時）

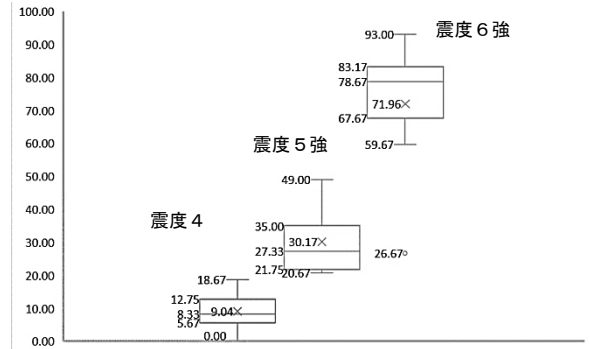


図 22 V A S 値（座位時）

表 12 各震度における筋活動量及びVAS値（座位時）

	T B		V L		T A		V A S	
	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値
震度 4	0.90	1.09	1.25	1.14	1.37	1.89	8.33	9.04
震度 5 強	0.83	0.94	0.93	0.99	0.94	1.23	27.33	30.17
震度 6 強	0.92	0.99	1.33	1.21	1.24	1.74	78.67	71.96

表 13 対応ある一元配置分散分析結果（座位時）

	T B	V L	T A	V A S
震度 4	108.9±62.1	113.6±44.9	189.0±163.2	9.0± 6.6
震度 5 強	94.4±49.6	99.1±49.0	122.6± 83.9	30.2±10.4
震度 6 強	98.5±46.5	121.3±53.1	173.6±110.9	72.0±20.9

* : p < 0.05

立位時における筋活動量については、表 10 より測定したすべての部位の中央値及び平均値は、揺れが大きいかほど値が大きくなった。VAS 値についても、中央値及び平均

値は、揺れが大きいかほど値が大きくなった。

統計解析の結果、表 11 より筋活動量については震度 4 と震度 6 強間における T B に有意差が認められた。他、

各震度及び各部位に有意差は認められなかった。VAS 値については、震度 4 と震度 5 強間、震度 5 強と震度 6 強間及び震度 4 と震度 6 強間において有意差が認められた。

座位時における筋活動量については、表 12 より測定した部位については、揺れの増大に伴う中央値及び平均値の増加又は減少傾向は確認できなかった。VAS 値については、中央値及び平均値は、揺れが大きいほど値が大きくなった。

統計解析の結果は、表 13 より筋活動量について各震度間において有意差は認められなかった。VAS 値については、震度 4 と震度 5 強間、震度 5 強と震度 6 強間及び震

度 4 と震度 6 強間において有意差が認められた。

イ 体勢の違いによる身体負荷の把握

各指定体勢について部位別における各被験者の筋活動量と加速度の個人正規化値を表 14 に示す。また、表 14 の部位別の個人正規化値についての箱ひげ図を図 23 から図 25 に示し、加速度の個人正規化値の箱ひげ図を図 26 に示す。各箱ひげ図から、中央値及び平均値をまとめた結果を表 15 に示す。表 15 の平均値について、対応ある一元配置分散分析を実施した結果を表 16 に示す。

表 14 各指定体勢における正規化した部位別筋活動量及び加速度

被験者	指定姿勢 1				指定姿勢 2				指定姿勢 3 (基準)			
	TB	VL	TA	加速度	TB	VL	TA	加速度	TB	VL	TA	加速度
1	5.45	1.17	1.05	1.12	3.85	1.19	1.42	1.02	1.00	1.00	1.00	1.00
2	2.37	1.11	1.60	1.36	1.56	2.07	1.26	1.12	1.00	1.00	1.00	1.00
3	2.79	3.77	1.72	0.83	0.65	4.66	1.02	0.88	1.00	1.00	1.00	1.00
4	8.38	1.86	1.75	1.10	0.52	1.00	0.61	1.25	1.00	1.00	1.00	1.00
5	1.54	2.12	1.32	0.95	0.91	1.30	1.19	1.34	1.00	1.00	1.00	1.00
6	2.52	2.57	6.36	1.41	1.70	1.22	1.98	1.16	1.00	1.00	1.00	1.00
7	11.04	1.41	0.39	0.99	1.71	1.64	0.68	1.03	1.00	1.00	1.00	1.00

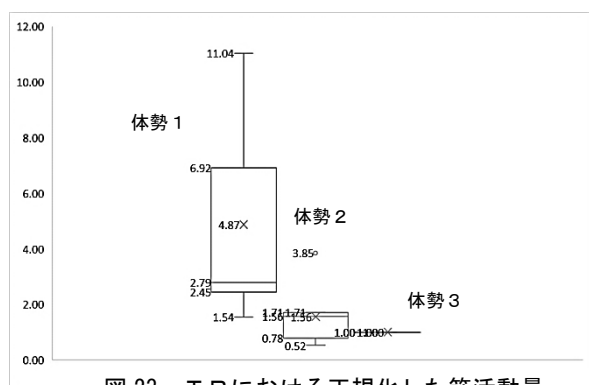


図 23 TBにおける正規化した筋活動量

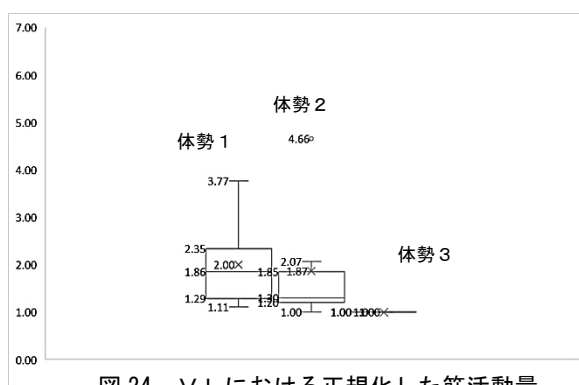


図 24 VLにおける正規化した筋活動量

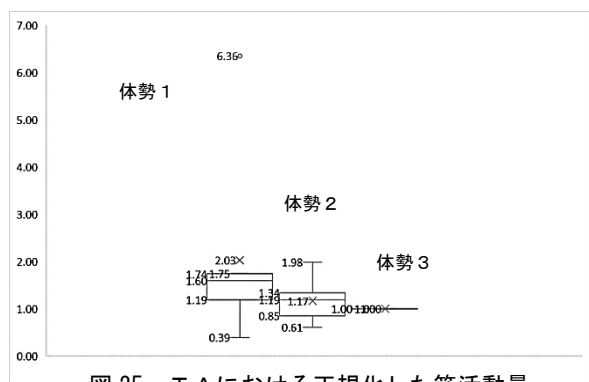


図 25 TAにおける正規化した筋活動量

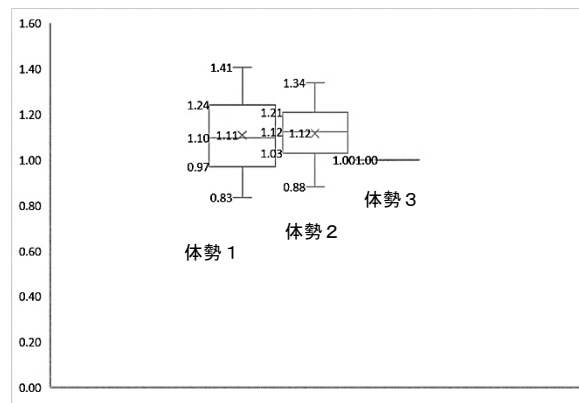


図 26 正規化した加速度

表 15 各体勢における筋活動量及び加速度

	T B		V L		T A		加速度	
	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値	中央値	平均値
指定体勢 1	2.79	4.87	1.86	2.00	1.60	2.03	1.10	1.11
指定体勢 2	1.56	1.56	1.30	1.87	1.19	1.17	1.12	1.12
指定体勢 3	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

表 16 対応ある一元配置分散分析結果

	T B	V L	T A	加速度
指定体勢 1	487.0± 36.0	200.1± 94.1	202.8±196.9	110.9± 21.2
指定体勢 2	155.8±112.8	186.8±128.0	116.6± 46.7	111.4± 15.4
指定体勢 3	100.0± 0.0	100.0± 0.0	100.0± 0.0	100.0± 0.0

†:p < 0.1

筋活動量については、表 15 より測定したすべての部位の中央値及び平均値は、指定体勢 3 の値が最も小さく、次いで指定体勢 2、指定体勢 1 の順に大きくなった。加速度の中央値及び平均値は、指定体勢 3 が最も小さく、次いで指定体勢 1、指定体勢 2 の順に値が大きくなった。

統計解析の結果は、表 16 より T B 及び V L の筋活動量について指定体勢 1 と指定体勢 3 の間に有意傾向が認められた。T A 及び加速度については、すべての指定体勢間について筋活動量に有意差は認められなかった。

4 考察

(1) 救急搬送データを用いた負傷機転の分析

今回の分析は、東北地方太平洋沖地震における都内での救急搬送データに限定されるが、地震発生直後の主要動負傷に分類された負傷者の原因 1 位が家具類の転倒による負傷であることから、家具類の転倒落下移動防止対策を適切に行うことで、約 4 割の負傷者の減少につながると考えられる。

家具類の転倒及び飛散・落下物による負傷部位は、体表面積に各部位の占める割合と比較し「頭部」の割合が高く「四肢」の割合が低くなっていることから、家具類や物は、身体に対して上から衝突しやすく、身体の高い位置の部位ほど負傷しやすいと考えられる。

また、体表面積が大きいほど物が身体に衝突する確率は上がると考えられることから、身体を低く小さく丸め頭を抱える体勢をとることで体表面積を小さくし身体へ衝突する確率を下げ、頭部及び四肢の負傷リスクを減らすことができると推察される。さらに、負傷程度は身体の低い位置の部位ほど重くなる傾向が認められることから、物が落下又は転倒し身体にぶつかるまでの落差が負傷程度を重くすると推察される。このことから、身体を低くすると物との衝突落差が大きくなるおそれもあることから、身体を低く小さく丸めるとともにクッションやかばん等を用いて頭部や頸部などを防護する必要がある。

本人の転倒による負傷の 93% は直前の体勢が立位状態であることから、揺れによってバランスを崩し負傷したと推察されるため、揺れを感じたら直ぐに安定した体勢をとることが重要である。

(2) 観測地震波を用いた身体負荷の把握

ア 揺れの違いによる体勢の移行に伴う身体負荷の把握
立位時については、揺れの増大とともに筋活動量が増加し、行動が困難になる傾向が認められたが、対応ある一元配置分散分析では、震度間で有意差が確認できた部位は T B のみであった。これは指定体勢をとる際、震度 4 及び震度 5 強では膝をついてから手をつく行動をとっていたが、震度 6 強相当の揺れでは被験者全員が、最初に手を床についていた為、T B については顕著に差が現れたものと考えられる。

VAS 値については、揺れが大きくなるに連れて、動き難さを感じていることが確認できた。

座位時については、揺れの増大に伴う筋活動量の増加または減少傾向は確認できず、対応ある一元配置分散分析でも有意差は認められなかった。このことから、座位でいた場合、揺れが大きくなっても筋活動量の明らかな増加は認められないため、机の下に入る行動の際の身体への負荷は変わらないと推察される。しかし、VAS 値からは立位時と同様に揺れが大きくなるに連れて、動き難さを感じていることが確認できた。

イ 体勢の違いによる身体負荷の把握

筋活動量については、指定体勢 3 が最も筋活動量が小さく、身体を支持する点の数が少ない体勢ほど増加する傾向となった。加速度については、指定体勢 3 が最も頭部への加速度を抑制できる傾向が認められた。

また、対応ある一元配置分散分析では、T B 及び V L について指定体勢 1 と指定体勢 3 の間において有意傾向が認められた。これは指定体勢 1 では被験者全員の体勢

が崩れ、床から離れていた手や膝が床に着いた為、TB及びVLについては顕著に差が現れたと考えられる。

以上のことから、指定体勢1及び指定体勢2と比較すると指定体勢3は、体を支持する点が多いとともに、頭の位置が低く体の重心が下がっているため、身体がより安定するとともに頭部での加速度を抑制し、身体への負荷が小さいと推察される。

なお、A及びIで行った統計解析の結果は、被験者数をさらに増やすことで顕著な差が現れる可能性がある。

5 おわりに

- (1) 家具類の転倒・落下・移動防止対策を適切に行うとともに、地震の揺れを感じたら安定した身体防護体勢をとることで、地震発生直後の負傷者を減らすことができる。
- (2) 周りに机など身を隠すものがない場合の身体防護体勢は、身体を低く小さく丸め頭を抱える体勢をとるとともにクッションやかばん等を用いて落下物等から頭部や頸部などの弱い部分を防護する必要がある。
- (3) 周りに机など身を隠すものがない場合の身体防護体勢は、両肘両膝両つま先等身体を支持する部分が多い体勢をとると揺れに翻弄されにくい安定した体勢となる。

6 謝辞

本検証の実施にあたり、東京大学生産技術研究所都市基盤安全工学国際研究センターの加藤孝明教授より多くの貴重な知見を賜りました。また、本検証の被験者として、消防技術課の皆様にご協力頂きました。ここに感謝の意を表します。

[参考文献]

- 1) 東京消防庁：「平成28年(2016年)熊本地震被害調査報告書」東京消防庁防災部、2018
- 2) 科学技術・学術審議会 研究計画・評価分科会 防災分野の研究開発に関する委員会 地震防災研究を踏まえた退避行動等に関する作業部会：「地震防災研究を踏まえた退避行動等に関する作業部会報告書」平成22年5月
- 3) 寺屋充彦・淵田元紀・田鍋憲一・尾寄純：「長周期地震動等に伴う室内安全に関する検証(その2)-地震時の環境と身体の安全確保対策に関する検証-」東京消防庁消防技術安全所報53号、pp.96-105、2016
- 4) 米国保健福祉省公衆衛生局疾病予防センター国立産業安全保健研究所著：「表面筋電図の人間工学応用」財団法人労働科学研究所出版、pp.26-32、pp.68-69、2004
- 5) 増田正：「特集③人間工学のための計測手法第4部：生体電気現象その他の計測と解析(1) 表面筋電図の測定方法と人間工学への応用-」人間工学 Vol.51、No.6、pp.400-405、2015
- 6) 気象庁 HP
<https://www.data.jma.go.jp/svd/eqev/data/kyosin/jishin/h>

yogo_nanbu/index.html アクセス 2018/10/19

- 7) 日本統計学会編：「統計学基礎」東京図書株式会社、2018
- 8) 出村慎一監修：「健康・スポーツ科学のためのSPSSによる統計解析入門」杏林書院、2007
- 9) 山下利之：「特集③人間工学のための計測手法第3部：心理計測と解析(1)-質問紙による測定と解析-」人間工学 Vol.51、No.4、pp.226-233、2015
- 10) 藏澄美仁・堀越哲美・土川忠浩・松原斎樹：「日本人の体表面積に関する研究」日生氣誌31(1)、pp.5-29、1994
- 11) 赤野史典・細谷昌右・高井啓安・山口至孝・千葉博：「救急隊員用ヘルメットの改良に関する検証」東京消防庁消防技術安全所報48号、pp.30-36、2011
- 12) 杉本仁美・持田春人・玄海嗣生：「装着型パワーアシストロボット等の活用の有効性に関する検証」東京消防庁消防技術安全所報54号、pp.39-47、2017
- 13) 羽山博著：「やさしく学ぶ データ分析に必要な統計の教科書」株式会社インプレス、2018

Study on the Measures to Ensure the Safety of the Body Using Observed Seismic Waves

Keiko IKEUCHI*, Kouhei MAEKAWA**, Kiyonao CHISHIMA***, Takashi NAKAYAMA***

Abstract

In order to contribute to the reduction of the human damage caused by the earthquakes that may occur and directly hit the Tokyo metropolitan area in the future, we used the seismic waves observed in the past and studied the physical protection postures for earthquakes. We analyzed the situations caused by injuries based on the data regarding the emergency transportation in the Tokyo Fire Department service area during the 2011 earthquake off the Pacific coast of Tohoku, considered the body protection posture that would reduce the risk of injuries while comparing the amount of muscle activity, such as the vastus lateralis, with the acceleration of the head in different body protection postures, and devised a stable body protection posture with a low risk of injury and a low physical load. Furthermore, we made a subjective evaluation comparison of the amount of muscle activity, such as the vastus lateralis, in relation to the difficulty in body movement using a visual analog scale (VAS), and found the timing for transitioning to the body protection posture with a light physical load.

*Hazardous Materials Identification Section **Earthquake Preparedness Section
***Fire Technology Section