

2019年度（第11回）免震構造・制振構造に関わる研究助成の成果報告

地震時における人間の負傷を含む室内被害軽減のための免震建物設計法の提案

肥田 剛典（東京大学大学院）

1 はじめに

これまで発生した地震時において、多くの人的被害が報告されている。地震時のけがの要因としては、主に割れたガラスや食器による切傷、家具の転倒による打撲等が多いが、人間の転倒や物への衝突による打撲や骨折等の報告例も少なくない。今後の発生が危惧されている南海トラフ地震等の巨大地震時における室内人的被害の予測を行う上でも、地震時における人間の挙動を把握することが重要である。

以上の背景をふまえ、本稿では人間を振動台に乗せて地震波加振する振動台搭乗実験を行い、揺れの最中における被験者の挙動を分析する。またその実験データに基づき、人体挙動を再現可能な台車型二重倒立振子に基づく地震応答解析モデルを構築する。さらに、人間の壁や家具等への衝突等による頭部負傷評価手法を提案する。最後に、人的被害を低減させるための免震構造の設計法構築に向けた地震時人間負傷評価手法を提案する。

2 振動台搭乗実験

振動台搭乗実験¹⁾の状況を図1に示す。実験は、東京大学柏キャンパスの千葉実験所において実施した。振動台のサイズは5m×5mで、水平2軸加振が可能である。振動台上の外周に鋼製単管パイプを用いて手すりを構築し、手すりの上部に6台のビデオカメラ（画像サイズ: 1920 px×1080 px, フレームレート: 59.94 fps）を設置して加振中の被験者の挙動を撮影する。ビデオカメラは振動台上面から2.6m（4台）と2.0m（2台）の高さに設置した。振動台には加速度計（水平2方向）を設置した。

被験者は24歳男性である。被験者にはヘルメットを被せ、肘、掌、腰および膝にプロテクタを装着させた。また、被験者にはゴム底のスニーカーを履かせた。モーションキャプチャにより身体各部位の挙動を記録するため、ヘルメット上部、両肩、両肘、両手首、腰の左右、両膝、両足の踝および足の甲側部に球形発泡スチロール製のマーカー（直径35 mm）を貼付した。マーカーの色はピンク色とし、プロテクタや靴（黒）、衣服（濃紺）の色と区別できるように配慮した。さらに、被験者の前面に暗幕を設置し、被験者の視界を遮ることとした。被験者には可能な限り手すりにつかまらないよう指示したが、足の踏み出しについては制限していない。なお、実

験に先駆け、被験者には実験の目的や留意事項を説明し承諾を得ている。また、被験者の床反力を計測するため、振動台上にフォースプレートを設置した。

入力波は、2007年新潟県中越沖地震時に柏崎刈羽原子力発電所で観測された強震記録を用いた。

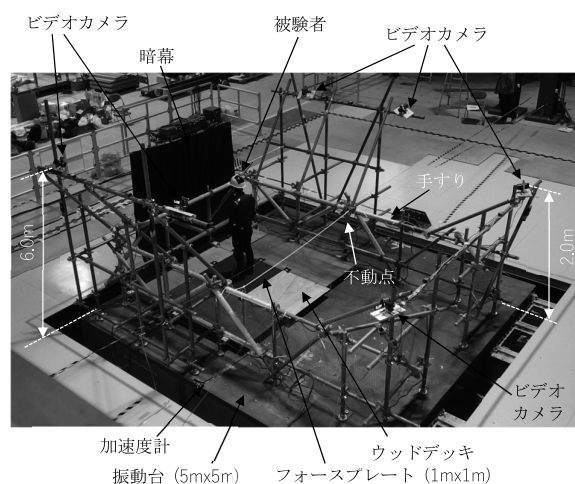


図1 振動台搭乗実験

3 人体の地震応答解析モデル

人体の地震応答解析モデル²⁾を図2に示す。本解析モデルは、上半身と下半身を二本の剛体棒でモデル化している。なお、本稿では人体の前後方向の挙動のみ扱う。

人体モデルのブロック線図を図3に示す。人間の立位姿勢制御においては、神経系により姿勢が逐次制御されるため、神経伝達時間や脳内での情報処理時間や神経一筋一骨格系における制御力生成時間等に起因する時間遅れが存在することが知られている。本研究では、この時間遅れをフィードバック制御系におけるむだ時間 (Time delay) として考慮し、目標値 r と状態 $x(t)$ との差を一定時間遅延させてから制御器に入力する。さらに本研究では、人間が床の加速度外乱を受ける際、床面に対して垂直の姿勢を保持して静止するよう姿勢制御を行うと考える。

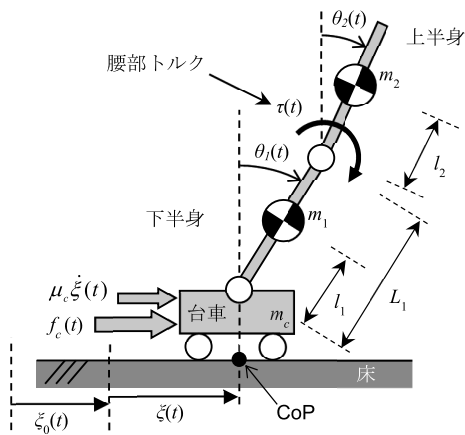


図2 人体の地震応答解析モデル

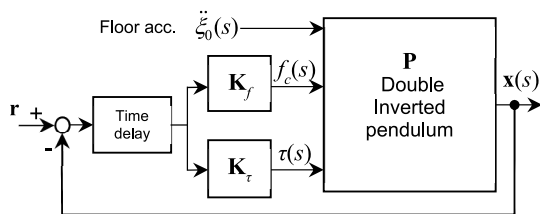


図3 ブロック線図

実験の1回目の加振における振動台加速度を入力として解析を行った。実験と解析による頭部の振動台に対する相対速度、相対変位、腰部および床反力中心 (Center of Pressure, CoP) の振動台に対する相対変位の時刻歴波形を図4に示す。CoPは足裏に作用する床反力の合力ベクトルの床面との交点である。同図中には、1回目と2回目の加振時における被験者の応答波形を併記した。

1回目と2回目の加振時における被験者の挙動は、例えば9秒や11秒付近の頭部の相対変位で若干異なる部分もあるが、全体的には比較的再現性がある。特に、上記時間帯以外における頭部変位や、全時間帯の頭部の相対速度は再現性が極めて高い。このことは、被験者の揺れに対する慣れや疲労、心理的要因等の影響によって同じ入力波でも被験者の挙動が若干異なるものの、その影響の程度は比較的小さく、これらの影響を考慮しない物理モデルでも地震時の人体挙動を概ね再現できる可能性があることを示している。

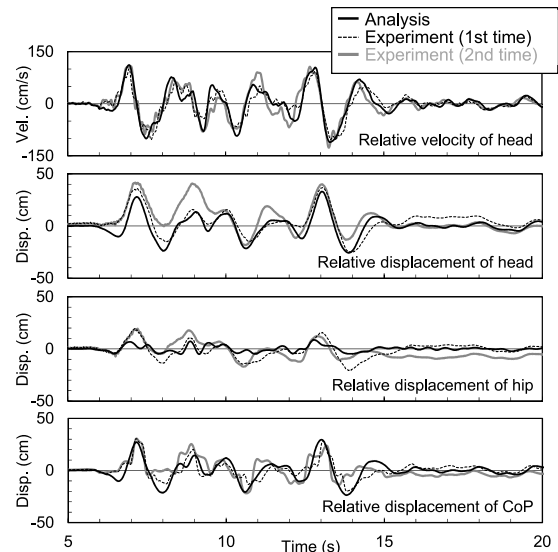


図4 頭部、腰部およびCoPの挙動の時刻歴波形 (前後方向)

4 人間の負傷の評価指標

ここでは、地震時における人間の負傷評価手法³⁾について検討する。本研究では、地震時における人間の転倒や衝突による負傷に関連する指標として、次の2種類を用いる。

(1) CoP変位

転倒や衝突が生じる原因は様々であるが、主な原因として、足を踏み出した先に床がない場合や足場が不安定な場合に転落や転倒が生じ、足の踏み出し幅より障害物等までの距離が小さい場合に衝突する。これを考慮し、床に対するCoPの水平相対変位 ξ (d)の大きさを人間の転倒や衝突の評価指標とする。ここで、壁等に衝突する人体の部位は様々であるが、本研究ではCoP変位で代表させることとする。

(2) 頭部傷害基準(HIC)と負傷度

障害物への衝突による人間の負傷を評価する際、衝突する人体の部位ごとに負傷度を判定することが望ましいが、頭部の衝突が致命的な負傷に繋がりと考えられることから、本研究では次式で定義される頭部障害基準 (Head Injury Criterion、HIC⁴⁾)を用いる。

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{\max} \quad (1)$$

ここで、 $a(t)$ は衝突時に頭部に生じる加速度[G]、 t_1, t_2 ($t_1 < t_2$)は積分区間でHICが最大となるように定める(単位は[s])。

人体の地震応答解析モデルでは、人体頭部の床に対する相対速度を求めることができるが、衝突時に頭部に作

用する加速度を求めることはできない。そこで、頭部が障害物に衝突する直前の頭部速度を用いて HIC を評価するため、次の仮定を設ける。

人体の頭部が障害物に衝突した際、衝突時間 Δt で頭部が受ける加速度が一定であると仮定し、衝突直前における頭部の衝突対象物に対する相対速度を V_0 、頭部と衝突対象物との反発係数を e とおくと、運動量と力積の関係および反発係数の定義より次式を得る。

$$HIC = (t_2 - t_1) \left\{ \frac{V_0}{g\Delta t} (1 + e) \right\}^{2.5} \quad (2)$$

ここに、 g は重力加速度である。

人体ダミーの頭部の落下実験において、高さ 90[cm] から剛体の面に落下した際の HIC 値が 2000 となることが報告されている⁶⁾。これを参考に反発係数 e および衝突時間 Δt を設定した。また、本研究では、人体の地震応答解析モデルにより求められる地震動継続時間中の頭部の床に対する水平相対速度の最大値を用いて HIC 値を算出することとする。ただし、地震時に人体頭部が衝突する対象物が剛体であるとは限らない。従って、頭部が地震動継続時間中の最大速度で剛体の面に衝突するという仮定は安全側の評価として最悪のケースを想定したものであり、これらの仮定に基づいて評価した人間の負傷度は、実地震時における実際の負傷に比して過大評価となる可能性があることに注意が必要である。

HIC 値と頭部の負傷確率の関係が文献 5) に示されている。これは、人間の頭部の負傷度を No Injury (無傷)、Minor (軽度の頭部損傷、意識障害のない頭部の外傷、鼻や歯の骨折と顔の表面上の外傷)、Moderate (中程度の頭部損傷、頭がい骨骨折がある、もしくは意識喪失を伴う顔の骨折や深い切り傷など)、Critical (致命的な頭部損傷、脳挫傷、12 時間以上の意識喪失や出血、神経障害を伴う回復の見込みの判らないもの) および Fatal (死亡) の各負傷度の確率と HIC 値との関係を示したものである。以降では、表 1 に示す負傷確率が 50% となる HIC 値に対応する頭部速度を用いて負傷度を判定する。

表 1 頭部負傷度と HIC、頭部速度の対応関係

Degree of injury	HIC ($p = 50\%$)	Head velocity [cm/s]
Minor (head injury without disturbance of consciousness)	331	205
Moderate (skull fracture)	593	259
Critical (cerebral contusion)	1848	408
Fatal (death)	2175	435

5 地震時の人間の転倒や衝突による負傷

本章では、3 章で示した人体の地震応答解析モデルおよび 4 章で定めた負傷クライテリアを用いて、地震時の人間の転倒や衝突による負傷を定量的に評価する手法を提案する。

本研究では地震時における室内での人間の負傷を評価することに主眼を置いている。この場合、地震時に人体に入力される揺れは建物の床応答となる。本研究では人体に入力される加速度の最大値を PFA(Peak Floor Acceleration)と呼称する。

人体の地震応答解析モデルへの入力波としては正弦波を用いる。正弦波は振動数を 0.3[Hz] から 4[Hz] まで 0.1[Hz] 刻みで変化させ、各振動数において最大加速度を 1[m/s²] から 20[m/s²] まで 0.5[m/s²] 刻みで変化させる。

正弦波の振動数と PFA を変化させた際の頭部負傷度をプロットしたものを図 5 に示す。図中の実線は各負傷度の境界線 (以下、頭部負傷度評価曲線) を示す。なお、負傷度が Critical となる領域は極めて小さいため、負傷度が Fatal となる領域に含めることとする。

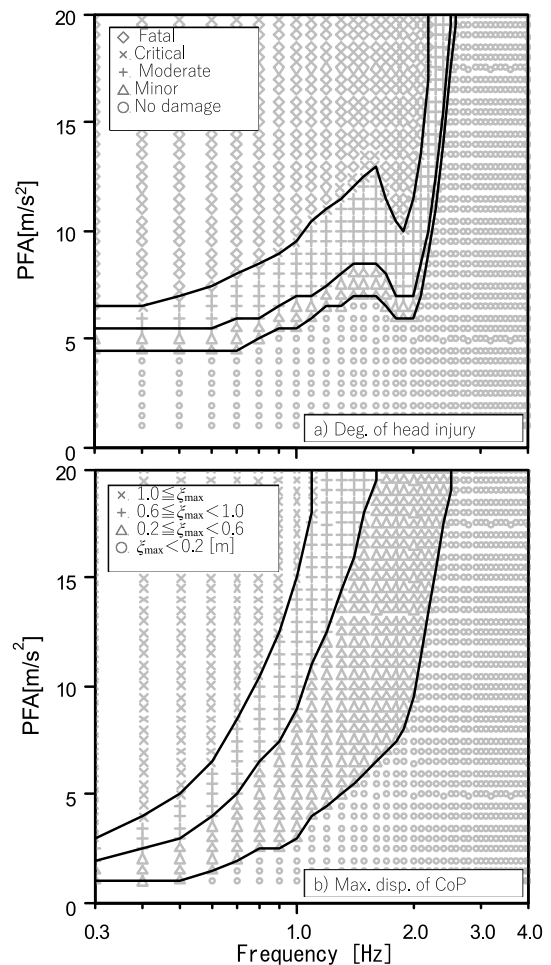


図 5 負傷度および最大 CoP 変位

0.3~0.8 [Hz]の低振動数帯では PFA が 5 [m/s²]で Minor となり、7~9 [m/s²]程度で Fatal / Critical となる。同じ PFA でも、高振動数ほど負傷度が低い傾向にある。ただし、2 [Hz]付近では 1.5[Hz]付近と比較して負傷度が高くなる。これは人体の地震応答解析モデルの特性による影響と考えられる。2 [Hz]以上の振動数帯における負傷度は極めて低い。

図 5 に示した負傷度と最大 CoP 変位をまとめたもの(地震時人間負傷評価曲線)を、図 6 に示す。これを用いることで、地震時床応答の最大加速度と卓越振動数から、人間の頭部負傷度および最大 CoP 変位を即座に求めることができる。例えば免震構造を設計する際、建物の地震応答解析により求めた床応答から人間の負傷を評価可能となる。これにより、人間の負傷を低減させるための免震設計法を検討することに寄与することが期待される。

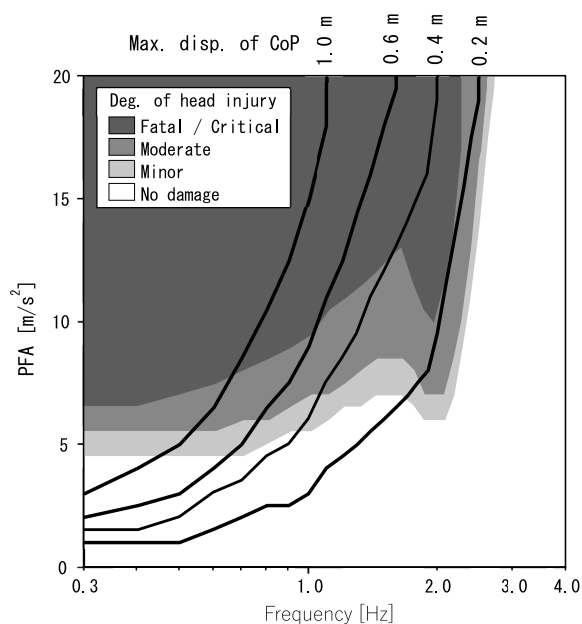


図 6 地震時人間負傷評価曲線

6 まとめ

本稿では、人体の地震応答解析モデルを用いて地震時の人間の負傷を定量的に評価し、地震時負傷可能性評価曲線を提案した。さらに、人間の負傷に着目した免震構造物等の建物の設計を行うために、負傷可能性評価曲線の設計への展開を示した。

ただし、本研究では人間の頭部の負傷を安全側に評価するため、地震動継続時間中の人体頭部の最大速度で頭部が剛体の面に衝突するとの仮定の下で頭部負傷度を算定している。従って、実際の地震時に比べて負傷度を過大評価している可能性があることに注意が必要である。本稿で提案した地震時負傷可能性評価曲線と実地震

時における人的被害との詳細な比較を行い、提案手法の妥当性を検証することは今後の課題である。

参考文献

- 1) 肥田剛典, 大野敦史, 糸井達哉, 高田毅士:地震時人的被害予測に向けた人体の地震応答解析モデルの構築 振動台搭乗実験に基づく台車型倒立振子モデルによるシミュレーション解析, 日本建築学会構造系論文集, 第 84 巻, 第 755 号, pp. 17-27, 2019. 1
- 2) 肥田剛典, 大野敦史, 糸井達哉, 高田毅士:地震時人的被害予測に向けた台車型二重倒立振子による人体の地震応答解析モデルの構築, 日本建築学会構造系論文集, 第 84 巻, 第 765 号, pp. 1377-1387, 2019. 11
- 3) 伊東一輝, 肥田剛典, 糸井達哉, 高田毅士: 人体の地震応答解析モデルに基づく被震下人間負傷評価法の構築, 日本建築学会構造系論文集, 第 85 巻, 第 767 号, pp. 159-168, 2020. 1
- 4) National Highway Traffic Safety Administration: Development of improved injury criteria for the assessment of advanced restraint systems-II, 1999.
- 5) 中野正博, 松浦弘幸, 玉川雅章, 山中真, 行正徹: 頭部損傷基準値 (HIC) の理論的分析, バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌, Vol. 12, No. 2, pp. 57-63, 2010.
- 6) 穴田賢二, 鴻巣敦宏, 一色孝廣, 森久美子, 森田敏昭, 吉成哲: 安全性と快適性を両立した頭部保護帽の開発, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会(LIFE2012), 2012.11