水平地動を受ける人体の動特性：振動台実験および立位時簡易人体モデル

HUMAN BODY DYNAMICS UNDER HORIZONTAL GROUND MOTIONS:
SHAKING-TABLE TESTS AND SIMPLIFIED MODELING UNDER STANDING CONDITIONS

山本 雅史*

Masashi YAMAMOTO

Shaking table tests were conducted on human subjects to obtain dynamic response data and produce dynamic human models. These models are aimed for applications of structural control and organoleptic evaluation of vibration. Reaction forces were measured against sinusoidal sweep excitations. The results showed that, under standing conditions resonant frequencies are around 0.5Hz for lateral reactions, and less than 0.25Hz for front-back reactions, while under sitting conditions they are 2 to 3 Hz for lateral reactions, and 1 to 2 Hz in front-back reactions. SDOF model and 2DOF model were identified as human models based on these tests.

Keywords: Human body dynamics, Shaking-table test, Floor vibration, Active control, Analytical model

人体動特性, 振動台実験, 床振動, アクティブ制御, 解析モデル

1. はじめに

本研究の目的は地動（本論文では足下の揺れを意味し、床振動と同義）を受ける人体の、覚醒時における床振動に対する床面での抗力の伝達特性を調べ、この伝達特性に基づき人体の動解析モデルを作成（以下、モデル化）することである。この動解析モデルにより将来的に以下の可能性を検討したいと考えている。

①人体は優れた運動制御、振動制御を行っている。この仕組みを明らかにすることで、建築構造物の振動制御にその考え方を取り入れる。

②建築物の床振動に対する官能（不快感、恐怖感）の定量的評価を人体モデルを通して行う。

なお、上記内容は水平方向、上下方向ともに可能性を有しているが、本論文で述べる伝達特性および動解析モデルは水平方向の振動に対するものに限る。

人体の力学機構に関する既往の研究として、より人間らしいロボット機構の開発を目指し、関節や筋肉などの解剖学的な考察から行われているものがある。これらの研究の主目的は運動制御にかかわるものであり、地動を受ける場合の振動特性およびその振動制御などについては注目されていない。

振動に対する人体の影響に関する研究は、自動車などの乗り物に着座する人体を対象としたものがある。多くは官能評価のために人体の振動特性を調べる実験的研究^{2)~4)}であるが、人体のモデル化を

行った研究^{4),5),6)}もある。また、作成された人体の動解析モデルにより、乗り物自体と人体との動的相互作用についての検討を行っている研究⁵⁾もある。

床振動に対する人体の振動についての研究は、官能評価を目的とした実験的研究が行われている^{7),8)}が、人体のモデル化を行う研究は少なく不十分である。例えば、妹尾ら⁹⁾は3重倒立振り子による人体の簡易動解析モデルを提案しているが、具体的な数値が示されておらず、また、人体との比較検証実験も行われていない。このように、人体を振動モデルとしてモデル化する研究は、自動車を対象として一部行われているが十分ではなく、特に床振動に対しては適用できるモデルがないといえる。

このため、本研究では振動台実験による人体の振動特性の調査を行った。実験では人体の振動状態を最も精度高く測定できかつ有益な情報になる指標を床反力であると考え、振動台上に6自由度の分力を計測できる6分力計測台を構築した。実験は被験者をその計測台上に載せて加振することで行う。被験者の状態は立位および座位とし、加振の大きさは立位、座位のいずれにおいても十分安全が確保できる範囲にとどめた。加速度は最大でも0.8m/s²程度である。

以下では、振動台実験により得られた人体の振動特性について述べるとともに実験結果に基づき同定した立位時の簡易人体モデルについて述べる。

* 竹中工務店技術研究所 主任研究員・博士(工学)

Chief Researcher, Research and Development Institute, Takenaka Corporation, Dr. Eng.

2. 実験概要

(1) 試験装置

実験は2009年9月～10月に実施した。用いた振動台は2m×2mのテーブルを持つ、3軸（水平2軸＋鉛直1軸）に加振可能な装置である。今回の実験では水平2軸のみを用い、鉛直方向は固定した。

人体の反力を測定するために、振動台上に6分力計測台を構築した。計測台の構成を図1に示す。被験者が載る計測台テーブル面は平面寸法が0.90m×0.67mであり、図中①～⑧で示す8本の同一形状の荷重計測バーにより6自由度を固定されている。荷重計測バーは図2に示すように軸部を4.5mm角とした鋼材であり、裏表各面にひずみゲージを貼付することで軸ひずみを計測可能とした。なお、本計測バーは両端固定時のせん断剛性（軸材の曲げ変形によるせん断変形に関する剛性）が軸剛性の1/1000以下になるよう設計したため軸方向以外の剛性は無視できる。

いま、各計測バーで計測されたひずみに弾性係数と断面積をかけて得られる軸力を $F_1 \sim F_8$ （添え字は計測バーの数字に対応）とすれば計測台に作用する各方向の力およびモーメントが式(1)から得られる。

$$\begin{Bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -L_1/2 & L_1/2 & -L_1/2 & L_1/2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -L_2/2 & -L_2/2 & L_2/2 & L_2/2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & L_2/2 & -L_2/2 & L_3/2 & -L_3/2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \\ F_5 \\ F_6 \\ F_7 \\ F_8 \end{Bmatrix} \quad \dots (1)$$

ここで P_i は i 方向の力、 M_i は i 方向軸周りのモーメント、 $L_1 \sim L_3$ は図1に示す計測バーの設置間寸法である。

その他のセンサーとして加速度計を設置した。計測点は振動台および計測台テーブル上で水平各方向1ヶ所、計4ヶ所とした。設置位置および計測方向を図1中に矢印で示す。

実験に先立ち6分力計測台の妥当性を検証するため剛体の錘（20kg）を載せて振動台を0.3Hzから9Hzの正弦波でスイープ加振した。

被験者（または錘）に対する入力力は計測台上の加速度または振動台上の加速度のいずれとも考えることができる。実際、計測値はほとんど一致しているためどちらでも同じであるが、以下では振動台加速度を入力とした。計測台の荷重計測バーで支持される部分の質量は19.6kgであり、これに錘の質量20kgを加えた値39.6kgに入力加速度を乗じたものが剛体慣性力になる。この剛体慣性力に対して式(1)から算出される P_x および P_y の伝達関数を算出した。結果を図3に示す。低振動数領域（1Hz以下）ではx方向、y方向ともほぼ振幅1、位相差0であり、高振動数になるにつれ若干振幅が増加、位相が進む傾向を示した。振動数9Hz近傍ではx方向で振幅が3%増、位相差+0.11rad、y方向で振幅が9%増、位相差+0.11rad程度である。高振動数領域ではこのような不整合を考慮に入れる必要があるが、本実験では影響が小さいと考え、補正などの処理は行わない。

その他の荷重出力値については、錘を計測台中央に置くと P_z がほ

図1 6分力計測台および加速度計配置

図2 荷重計測バー

図3 加速度計により算出した慣性力に対する6分力計測台計測値の伝達関数

(a) x方向

(b) y方向

図4 各方向の加振波形

ぼー198Nになること、中央から一定距離ずらして置くとその距離に対応して M_x 、 M_y が算出されることをそれぞれ確認した。

(2) 実験パラメータ

入力は全て正弦波スイープ加振とした。実験のパラメータとして以下のa)～d)を設定した。

a) 被験者の状態

計測台の上に立った状態（以下、立位）とパイプ椅子に座った状態（以下、座位）で行った。いずれも、被験者はx方向に向かって立位または座位する。

b) 入力方向

x方向のみ、y方向のみ、x y同時、の入力をそれぞれ行った。入力波形は大きさを除き常に同じであり、x方向は10.0Hz→0.2Hzの正弦波スイープ、y方向は0.2Hz→10.0Hzの正弦波スイープとした。振動数範囲の下限値0.2Hzは振動台の加振性能の制限、上限値10Hzは1次の共振振動数を十分に上回る値、として設定した。図4にそれぞれの方向の加振波形を示す。これらはともに振動台上で計測された加速度波形である。

図5 実験の様子

c) 入力の大きさ

入力レベルは大と小の2段階を設定した。図4は入力レベル大の波形であり、最大0.8m/s²程度である。この大きさは立位、座位のいずれにおいても被験者の安全が十分確保できる値として設定した。入力レベル小は入力レベル大の半分の大きさであり、最大0.4m/s²程度の入力である。

d) 被験者の違い

立位の実験は被験者A～Dの4名、座位は被験者A～Cの3名に対して実施した。被験者A～Dはそれぞれ順に45才男性、32才男性、30才女性、34才男性であり（年齢は実験時）、いずれも歩行などに障害を持たない。なお、男性は革靴、女性はサンダル（ヒール高さ約6cm、合成底）を履いて実験を行った。

3. 実験結果

実験時の様子を図5に示す。計測台下部に木材の受けが安全対策として配置されているが、クリアランスをとっており、計測には影響しない。

実験結果は下記で算出される伝達関数で整理した。

$$\text{せん断力伝達関数} = \frac{\text{せん断力} - \text{計測台慣性力}}{\text{振動台加速度} \times \text{被験者質量}} \quad (2)$$

（単位：無次元数）

$$\text{転倒モーメント伝達関数} = \frac{\text{モーメント}}{\text{振動台加速度} \times \text{被験者質量}} \quad (3)$$

（単位：m）

ここで、せん断力およびモーメントはx方向について F_x 、 M_y 、

(a) せん断力伝達関数（黒色：入力レベル大、灰色：入力レベル小）

(b) 転倒モーメント伝達関数（黒色：入力レベル大、灰色：入力レベル小）

図6 y方向入力に対する伝達関数（立位）

図7 x方向入力に対する伝達関数（立位）

図8 y方向入力に対する伝達関数（座位）

図9 x方向入力に対する伝達関数（座位）

y 方向について P_y , $-M_x$ である。式(2)の計測台慣性力は立位においては 19.6kg に重力加速度を乗じたもの、座位においてはパイプ椅子質量も含めた 24.0kg に重力加速度を乗じたものとした。式(3)の通り、パイプ椅子により発生するモーメントは補正していない。また、被験者質量は加振前の P_z を重力加速度で除した値で、被験者自身以外に被験者の衣服、靴などを含む質量である。計測のサンプリングは 100Hz で、伝達関数算出時にウィンド幅 0.053Hz のハニングウィンドで平滑化処理を行っている。

(1) 立位での実験

立位で行った実験の結果を被験者 A～D のそれぞれについて、y 方向加振時を図 6 に、x 方向加振時を図 7 に示す。加振は 0.20Hz 以上で行っているが実験の精度が確保されているのは 0.25Hz 以上であると判断し図示範囲とした。

y 方向の伝達関数を概観すると、せん断力、転倒モーメントともに 0.5Hz 前後に卓越したピークが見られるが、それ以外は 2Hz 前後にかすかにピークがみられるだけで、全体的に小さい振幅になっている。4Hz 以上でモーメントはほぼ 0 であるが、せん断力は一定の値に収束する。この値は被験者により若干異なるが 0.06～0.10 程度である。これらは人体の(計測台にくっついて動く)とみなされる)固定端側の質量の割合を表す。なお、この 4Hz 少し手前 (3Hz 程度)においてせん断力が一旦ほぼ 0 になる。これは固定とみなされる質量の慣性力と振動している質量の慣性力がこの振動数でほぼ釣り合うためである。この近傍で位相が大きく変動するが共振点を意味するものではない。

高振動数領域における伝達関数の位相を見るとせん断力はほぼ同位相、モーメントはほぼ逆位相である。1 質点振動系の場合、減衰がなければ逆位相であるが減衰があれば位相は徐々に $-\pi/2$ に近づく。せん断力は固定端側質量の影響により同位相になっていると思われるが、モーメントの位相から高振動数領域での減衰効果はほとんど 0 であることがわかる。

x 方向入力に対する伝達関数には明確なピークが見られない。x 方向の 1 次の共振振動数は今回の実験範囲外である 0.25Hz 以下にあると思われる。せん断力の振幅をみると 3～4Hz に nadir かなピークがみられる。モーメントの位相からこれは 2 次の共振点であると思われる。

被験者による特性の差はみられるが、傾向は全ての被験者について上述の通りである。また、入力の大小による違い、直交方向の入力による影響も今回の実験範囲内では顕著ではない。

(2) 座位での実験

座位で行った実験の結果を被験者 A～C のそれぞれについて、y 方向加振時を図 8 に、x 方向加振時を図 9 に示す。座位の加振は入力レベル大のみである。

被験者による差異はあるが、共振振動数は y 方向が概ね 2～3Hz、x 方向が概ね 1～2Hz であり、立位同様 x 方向が低振動数になる。2 方向加振することで、わずかに共振振動数が低くなる傾向がみられるが、それ以外はほとんど一致しており、今回の実験条件においては直交方向の影響は極めて小さい。また、再現性という観点からみても高い再現性を示している。

4. 簡易人体モデル

人体の寸法、質量については様々な計測がなされているが¹⁰⁾、利用できる形でデータが公開されているものは限られている。本論文では、人体の寸法として河内らによるデータベース¹¹⁾の Young Male に関する統計データを用い、C. E. Clauser ら¹²⁾の質量分布に関する統計データを参考に人体の質量分布モデルを構築した。結果を図 10 にまとめる。ここで、H は身長、M は全身の質量を表す。

図 10 をモデルとしてそのまま使うこともできるが、実験結果によれば自由度はせいぜい 2 自由度で十分だと思われる。従って図 10

図 10 人体質量分布モデル

図 11 1 質点縮約モデル

図 12 2 質点縮約モデル

のモデルを足下での回転自由度だけ許して縮約した1質点モデル(図11)と、上半身一下半身間でもう1ヶ所回転を許す2質点モデル(図12)を作成した。これらのモデルの回転慣性質量算出に際し、図10における個々の部位の回転慣性質量を長さ方向に等分布質量があるとして算出し考慮した。

1質点モデルについては図中点P₁において回転剛性 K_{R1} および回転減衰 C_{R1} を与える。固有円振動数 ω と減衰定数 h を用いて、

$$K_{R1} = \left\{ M \times (0.562H)^2 + 0.0524MH^2 \right\} \omega^2 = 0.368MH^2\omega^2 \quad (4)$$

$$C_{R1} = 2 \times h \times 0.368MH^2\omega = 0.736MH^2h\omega \quad (5)$$

である。なお、本論文におけるモデルでは、質点移動に伴う重力による付加モーメントの影響(いわゆるP δ 効果)は回転剛性に含まれている(回転剛性が低減されている)と考え、解析時に重力を考えない。

立位y方向入力時の入力レベル大の伝達関数から試行錯誤により同定した各被験者の固有振動数($=\omega/(2\pi)$)と減衰定数を表1に示す。被験者によるばらつきは大きいものの、いずれも25%以上の大きい減衰となった。

次に2質点モデルについて述べる。前述のとおり高振動数領域での減衰効果はほぼ0である。これを模擬するため点P₁に減衰を与えないモデルとした。また、点P₂に回転剛性、回転減衰を与えるだけでは実験結果を再現できないため点P₂にアクティブ制御モーメント M_c を下記の形で与えることとした。

$$M_c = f_1\dot{\theta}_1 + f_2\dot{\theta}_2 + f_3\theta_1 + f_4\theta_2 \quad (6)$$

表1 1質点モデルの固有振動数と減衰定数

被験者	A	B	C	D
固有振動数	0.40Hz	0.55Hz	0.60Hz	0.70Hz
減衰定数	30%	25%	60%	25%

表2 配置した極に関する固有振動数および減衰定数

被験者	A	B	C	D
固有振動数(1次)	0.35Hz	0.50Hz	0.60Hz	0.65Hz
減衰定数(1次)	40%	35%	90%	30%
固有振動数(2次)	0.90Hz	0.70Hz	0.90Hz	1.1Hz
減衰定数(2次)	90%	70%	80%	50%

表3 フィードバック係数(MgHで基準化)

被験者	A	B	C	D
$f1/(MgH) \text{ s/rad}$	-0.0022	0.0123	-0.0123	0.00295
$f2/(MgH) \text{ s/rad}$	-0.0256	-0.0141	-0.0373	-0.0184
$f3/(MgH) \text{ 1/rad}$	0.0756	-0.0872	0.179	-0.128
$f4/(MgH) \text{ 1/rad}$	-0.0376	-0.0260	-0.0491	-0.0632

ここで、 θ_1 および θ_2 はそれぞれ下の質点および上の質点の傾斜角、記号の上のドットは時間に関する微分、 $f_1 \sim f_4$ はフィードバック係数を表す。

回転剛性 K_{R1} として式(4)に示す1質点モデルの値を用い、極配置法によりフィードバック係数を求めた。配置した極を1次、2次の固有振動数および減衰定数の形で表2に示す。与えた2次の減衰は大きく、ほぼ1質点でモデル化可能であることを示唆している。表

(a) せん断力伝達関数

(b) 転倒モーメント伝達関数

図13 解析モデルと実験値の比較(y方向入力;入力レベル大)

3 には、それぞれのフィードバック係数を $M \times g \times H$ (g は重力加速度) で基準化して示す。

式(6)は、

$$\begin{aligned} M_c &= f_2(\ddot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1) + f_4(\theta_2 - \theta_1) + (f_1 + f_2)\dot{\theta}_1 + (f_3 + f_4)\theta_1 \\ &= -f_1(\theta_2 - \theta_1) - f_3(\theta_2 - \theta_1) + (f_1 + f_2)\theta_2 + (f_3 + f_4)\theta_2 \end{aligned} \quad (7)$$

と変形することができるので、本制御は回転減衰 $-f_2$ 、回転剛性 $-f_4$ を与え、下の質点の情報 ($\dot{\theta}_1$ および θ_1) のみフィードバックする制御や、回転減衰 f_1 、回転剛性 f_3 を与え、上の質点の情報 ($\dot{\theta}_2$ および θ_2) のみフィードバックする制御と数式上等価である。なお、与える回転減衰および回転剛性は、前者の場合には全被験者とも正の値になるが、後者の場合には全被験者ともどちらかが負になり、かつどちらかが負になるかは被験者により異なる。

図 13 にこれらのモデルにより算出した伝達関数と実験結果を比較して示す。振幅値については 1 質点モデルで概ね模擬できており 2 質点モデルにすることのメリットはあまりみられない。ただし、位相については 2 質点モデルの方が実験結果とよく合っている。

5. まとめ

建築構造物の振動制御手法への応用および床振動に対する人間の官能評価への利用を目的として、地動を受ける人体の覚醒時の動特性を振動台実験により調べた。被験者の数は立位について 4 名、座位について 3 名である。被験者のサンプルが少なく、また、人体 (本実験では履物の特性や衣服などの影響も含む) の計測台上での反力を計測しているだけであるため、一般論を述べることはできないが、伝達関数の考察から以下の知見を得た。

- (1) 立位時 y 方向 (スタンス方向) 加振では、0.5Hz 前後に卓越したピークが見られるが、それ以外は 2Hz 前後にかすかにピークがみられるだけで全体的に小さい。4Hz 以上でモーメントの伝達はほぼ 0 になる。また、そのときの位相は逆位相であり、減衰が小さいことを示す。
- (2) 立位時 x 方向 (スタンス直交方向) 加振も振幅は総じて小さい。ピークは今回の実験範囲外の 0.25Hz 以下にあると思われる。
- (3) 立位時に入力の大きさを变えても今回の実験範囲では動特性に大きな変化は見られなかった。
- (4) パイプ椅子への座位時の共振振動数は y 方向が概ね 2~3Hz、x 方向が概ね 1~2Hz であった。
- (5) 立位時、座位時とも 1 方向加振と 2 方向加振の結果はほぼ一致しており今回の実験条件において直交振動の影響が少ないといえる。

次に、振動台実験結果に基づき、立位時の人体の動的解析モデルを 1 質点モデルおよび 2 質点モデルとして作成した。1 質点モデルの固有振動数は 0.4Hz~0.7Hz であり被験者により差がみられる。減衰も差がみられるが 25%以上と総じて大きい。2 質点モデルについてはアクティブ制御を取り入れたモデルとした。このモデルによりモーメントの位相差をより正確に模擬することができる。

以上、振動台実験により人体の動特性を調べ、そのモデル化を行った。このモデルを用いることで地震時の建物内居住者の応答評価を行える可能性がある。例えば地震時の床応答加速度を用いて、人

体モデルを加振し、人体の応答モーメントを算出する。この値が、人体のスタンス半幅に体重を掛けた許容モーメントより大きいかどうかで人体自身の転倒・ふらつきに関する安全性評価ができる。また、この安全性レベルに対して一定の割合を体感レベルの尺度とすることも考えられる。今回は立位時のスタンス方向加振に対するモデル化のみを行ったが、他の状態でのモデル化を行うことで同様に統一的な評価を行うことができる可能性がある。

人体 2 質点モデルについては、減衰 0 の構造物を制御して高減衰化する一種のアクティブマスダンパー、もしくは構造物の一部をロッキング自在にしてアクティブ制御を行い高減衰化する架構を表している。また、人体モデルは高さの割に長周期であり、免震構造として扱えることもできる。この場合、免震層に減衰が入っておらず、免震層以外で減衰をとることで高振動数領域での伝達をほとんど 0 にする仕組みを示唆している。

本論文では人体による制御モデルを表す 1 つの形として線形モデルによる提示を行ったが、実験で得られた伝達関数を再現するモデルはこれに限らない。いずれにしても人体は簡易な制御によりこの伝達特性を実現していると思われる。今後人体の制御方法を解明することにより建築構造物の振動制御に応用できるものと期待する。

参考文献

- 1) 熊本水頼: ヒューマノイド工学—生物進化から学ぶ 2 関節筋ロボット機構, 東京電機大学出版局, 2006. 9
- 2) 西山修二, 武田史郎, 竹島透: 着座姿勢が人体各部の振動特性に及ぼす影響 (実験的研究), 日本機械学会論文集 (C 編), 61 巻 590 号, pp. 3866-3873, 1995. 10
- 3) 玉置元, 吉村卓也, 鈴木浩平: 多方向振動入力を受ける人体のダイナミクスとモデリング (三軸加振実験による人体の動特性の把握), 日本機械学会論文集 (C 編), 64 巻 617 号, pp. 266-272, 1998. 1
- 4) 薦紀夫, 白傑: 人体上体系の三次元動力学モデリングと実験による力学物性の同定, 日本機械学会論文集 (C 編), 59 巻 565 号, pp. 2649-2656, 1993. 9
- 5) 西山修二, 矢川元基: 人体を含む複雑系の振動特性の現状と動向, 機械の研究, 47 巻 6 号, pp. 661-669, 1995. 6
- 6) M. G. R. Toward and M. J. Griffin: A variable parameter single degree-of-freedom model for predicting the effects of sitting posture and vibration magnitude on the vertical apparent mass of the human body, Industrial Health, 48, pp. 654-662, 2010. 9
- 7) 後藤剛史: 居住性に観点を置いた高層建築物に生じる振動の評価に関する研究 (その 1) 振動に対する人間の各種反応, 日本建築学会論文報告集, 237 号, pp. 109-119, 1975. 11
- 8) 町田信夫: 低周波全身正弦波水平振動の人体影響の評価に関する研究: 水平左右方向振動の生理学的・心理学的影響について, 日本建築学会計画系論文集, 462 号, pp. 1-8, 1994. 8
- 9) 妹尾忠, 伊藤智博, 藤田勝久: 床励振を受ける人体の簡易モデル化と振動特性に関する基礎的研究, 日本機械学会関西支部講演会講演論文集 No. 064-1, 4-3, 2006. 3
- 10) 持丸正明, 河内まき子: 人体を測る一寸法・形状・運動, 東京電機大学出版局, 2006. 11
- 11) 河内まき子, 持丸正明, 岩澤洋, 三谷誠二: 日本人人体寸法データベース 1997-98, 通商産業省工業技術院くらしと JIS センター, 2000
- 12) C. E. Clauser, J. T. McConville and J. W. Young: Weight, volume and center of mass of segments of the human body, Aerospace Medical Research Laboratory technical report, TR-69-70, 1969. 8

(2011年2月3日原稿受理, 2011年6月16日採用決定)