

# 鉛直振動暴露時の人体動的応答特性 に関する研究

松本泰尚<sup>1</sup>・Michael J. GRIFFIN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>正会員 PhD 埼玉大学助手 工学部建設工学科 (〒338-8570 埼玉県さいたま市下大久保255)  
(研究当時: Research student, Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton)

<sup>2</sup>PhD, Professor, Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton  
(Highfield, Southampton SO17 1BJ, UK)

鉛直全身振動暴露時の人体の動的応答特性の解明のため、被験者を用いた振動実験及び人体動的応答のモデル化を行った。駆動面から測定した立位及び座位における人体の動質量は、振動数5~6Hzで最も顕著な共振特性を示した。この主共振振動数域において、特に腰椎部で脊柱の曲げ振動が発生していることを、駆動面から身体部位への振動伝達率の測定結果から明らかにした。立位の場合は腰椎部で軸方向の変形も顕著であったのに対し、座位の場合は脊柱の軸方向変形はほとんど見られなかった。モデルによる主共振発生メカニズムに関する検討の結果、立位・座位ともに腹部内臓の鉛直運動の寄与が大きく、座位の場合は臀部及び大腿部の鉛直方向の変形も動質量主共振の主な要因であることが認められた。

**Key Words:** human response to vibration, vertical whole-body vibration, dynamic response, spine, apparent mass, transmissibility, principal resonance

## 1. まえがき

人間は、現代の多様な生活環境の中で、種々の振動に暴露されている。一般に、振動暴露による人体への影響は多岐に及び、不快感等の心理面への影響や各種活動の阻害など短期的なものや、特に作業者に多く見られる長期間暴露による腰痛や脊椎障害など健康面への悪影響等が指摘されている<sup>1)3)</sup>。土木・建設に関連する人体の振動暴露の例としては、橋梁振動や、建設機械の使用による振動、あるいは道路面凹凸による走行車両の振動などが挙げられる。例えば、橋梁振動に関しては、振動に起因する人間の感覚に基づき橋梁の振動使用性を評価する試みが過去に行われてきた<sup>4)7)</sup>。また、橋梁振動や建設工事による振動が周辺家屋等へ伝搬して発生するいわゆる環境振動問題の対策には、人間の心理面や生理面への振動の影響が重要な要因となる<sup>8)</sup>。建設工事における重機の使用は、周辺地域への環境振動問題の原因となるだけでなく、長期間使用による重機作業者の腰痛発症などの健康面への悪影響も発生し得る<sup>2)</sup>。また、橋梁の伸縮継手部等を含んだ道路面凹

凸による走行車両の振動に対するいわゆる乗り心地は、使用者側から見た道路の性能を決定する要因の一つであり、橋梁を含んだ道路の維持管理あるいは広い意味での性能照査型設計に影響を与え得る。

このような全身振動<sup>1)9)</sup>暴露による人体への悪影響を低減するためには、各種の振動制御手法によって振動自体を低減すると同時に、振動に対する人体の応答特性を把握し、振動対策へ効果的に応用することも必要である。振動暴露時の人間の応答に着目する際には、大きく分けて心理的・生理的・機械的という応答が考えられ、それらの応答は互いに複雑に関連しあうことが推測できる。既往の研究においては、心理的・生理的・機械的の各応答に対して、個々に検討が行われてきたが、それぞれの応答に対する知見は、前述のような振動の人間への各種影響を、人間の振動に対する応答のメカニズムに基づいて予測するためには未だ不十分である。

振動に対する人間の応答の一つのメカニズムとして、振動暴露により人体に機械的(動的)な応答が生じ、それが他の応答に影響を及ぼすことが予想できる。このことを踏まえ、個々の応答特性の理解を

通じ、各応答の相互の関連を説明するという立場から、本研究では、人間の振動応答特性把握の基礎的研究として、人体の動的応答特性に関する検討を行うこととした。

振動に対する人体の動的応答に関する既往の研究においては、乗物内での人体の動特性を説明するという観点から、主に鉛直振動に暴露された際の座位における人体に着目した研究がなされてきた。既往の研究では、人体動的応答として、主に、座面における力と運動の比を取った機械インピーダンスや動質量<sup>10)</sup>、あるいは座面振動と身体のある位置で測定した運動の比を取った振動伝達率<sup>10)</sup>、といった振動数応答関数が測定されてきた。

座面における機械インピーダンスや動質量と、頭部への振動伝達率に関する測定例は、既往の研究において比較的数量多く見られる。座面機械インピーダンス及び動質量は、例えば、人体動特性と座席など人体の支持物との動的相互作用を理解し予測する上で有用である。機械インピーダンスや動質量の測定結果に関しては、4Hzから6Hzの振動数範囲において共振と見られるピークが確認されている<sup>11),12)</sup>。頭部への振動伝達率に関しては、機械インピーダンスや動質量と同様の振動数域でピークが見られる結果もあるが、異なる研究間また被験者間のばらつきが大きく、また頭部運動の測定位置も研究間で異なるため、共通の特性を見出すことは困難である<sup>13)</sup>。

全身振動暴露と腰痛や脊椎障害との関連に関係して、脊椎への振動伝達率を測定した既往の研究も見られる。既往の研究では、脊柱下部に位置する腰椎での応答の測定がほとんどであり、その振動伝達率データの多くは、機械インピーダンスや動質量でピークが見られた5Hz付近においてピークを示している<sup>14),17)</sup>。

ここで、脊椎における動的応答の測定には、主に、局所麻酔を用いた上で針状の金属を脊椎に挿入し、その金属の体外部にセンサーを取り付けて計測する方法（直接計測）<sup>14),15)</sup>と、体表面に直接センサーを貼付して計測する方法（体表面計測）<sup>16),17)</sup>が用いられてきた。直接計測法は、体内の骨格に対し剛に近い状態でセンサーを設置できるが、医学的処置が必要なほか倫理的問題もあり、被験者数や測定点数には事実上制約がある。体表面計測では、センサーと皮膚などその周辺の身体組織による局部振動が計測結果に影響するが、その影響を低減する方法が考案されており<sup>16),17)</sup>、直接計測法のような理由による被験者数や測定点数の制約は無い。

以上のように、座位での人体の動特性に関する振動数応答関数を用いた測定結果は少なからず報告さ

れているが、人体の動的応答のメカニズムに関して、十分な実験結果をもとに検討した研究はほとんど見られない。しかし、例えば、機械インピーダンスや動質量に見られる共振現象の原因の理解は、人体とその支持物（例えば自動車等のシート）との動的連成の低減や、振動暴露と脊柱障害の因果関係の把握などに有用である。脊柱に沿って複数の測定点を設け、その実験結果に基づき動的メカニズムを検討した例としては、Kitazaki-Griffin<sup>18)</sup>が体表面計測法を用いた8名の座位被験者のデータをもとに実験モード解析を行った研究がある。北崎<sup>19)</sup>は、動質量の5Hz付近の共振は、「臀部組織の軸変形及びせん断変形によって骨盤～脊柱～頭部が剛体的に上下する全身モード、及び内臓の脊柱に対する上下相対振動モードから構成される」振動モードに相当し、脊柱の変形は他のモードに含まれるとしている。

既往の研究においては、鉛直振動に対する人体動的応答のモデルも複数提案されてきた。モデル化の目的によって、モデルの種類は様々である。単に動質量などの振動数応答関数のモデル化には、概ね1自由度あるいは2自由度の集中質量モデルが用いられるが、このようなモデルでは人体の動的メカニズムまでモデル化することは困難である<sup>20)</sup>。これに対し、有限要素法を用いた複雑な人体動的応答モデルも提案されているが、人体の構成要素はその動特性が未知であるものがほとんどであるため、モデルのバリデーションは非常に困難である<sup>21),22)</sup>。

一方、立位人体の動的応答に関する既往の研究は、座位に比して少なく、その特徴に対する知見も不十分である。立位人体の動特性に関しても、例えば、立位で操作する建設機械の設計や競技場の観覧席の設計で利用される例など、その応用分野は少なくないため、その動特性の把握は必要である。

以上を踏まえ、本研究においては、立位人体の動質量の共振特性を実験により明らかにした上で、立位及び座位人体の共振現象の発生メカニズムを検討した。実験では、体表面計測を用い、上述の腰痛や脊柱障害は特に腰椎に関連が深いと見られることから、Kitazaki-Griffin<sup>18)</sup>の実験より腰椎部での測定点を増やし、脊柱の変形と共振現象の関係性に特に着目し検討した。各測定点では、既往の測定例がほとんどない、回転（ピッチング）応答も測定した。さらに、比較的簡易な人体動的応答のモデルを構築し、共振の発生メカニズムに関して実験結果の理論的考察を行った。本論文は、英文誌に既発表の内容<sup>23),25)</sup>に未発表の内容を加え再構成したものである。

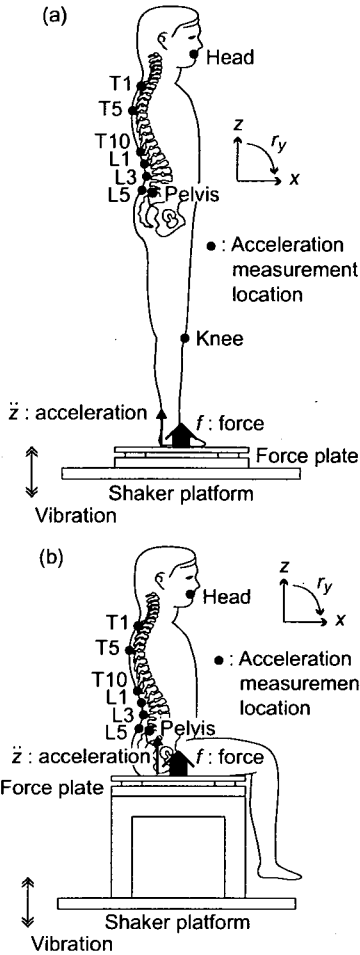


図-1 立位(a)及び座位(b)の被験者に対する加振実験概略図

## 2. 人体動的応答の測定<sup>23),24)</sup>

### (1) 実験方法

本研究で行った実験には、年齢22～33才の8名の男性被験者が参加した。身長と体重の範囲はそれぞれ、1.66～1.81m, 63～83kgであった。実験には、英国サウサンプトン大学音響振動研究所内の、人体暴露用に安全性を考慮し設計された油圧式振動試験機を用いた。図-1に実験の概略図を示す。

座位あるいは立位の被験者に対し、鉛直方向の加振を行い、その時の駆動面（座位の場合座面、立位の場合床面）での加速度及び力を測定した。駆動面での加速度の測定には、ひずみゲージ式小型加速度計Entran EGCS-DO-10を、駆動面での力の測定にはフォースプレートKistler 9281Bを用いた。

また同時に、頭部、脊柱に沿って6箇所（第1, 5, 10胸椎（T1, T5, T10）及び第1, 3, 5腰椎（L1, L3,

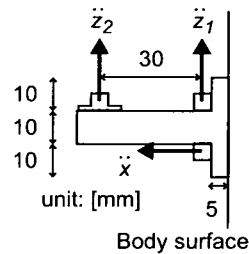


図-2 体表面での加速度応答測定用ブロック

L5) のレベル)、骨盤、及び膝（脛骨上部突起部）に測定点を設け、図-1に示す3方向（ $x$ ：水平、 $z$ ：鉛直、 $r_y$ ：ピッチング<sup>3), 9)</sup>）の加速度応答を測定した。

頭部加速度の測定は、歯で噛んで保持したアルミニウム合金製のbite-bar<sup>1)</sup>に、3つの超小型ひずみゲージ式加速度計(Entran EGA-125(F)-10D, EGAX-F-5)を設置し行った。口部付近に設置した2つの加速度計で鉛直・水平加速度を測定し、その鉛直方向の加速度計と後方に115mm離れた位置に設置した鉛直方向の加速度計によりピッチング加速度を測定した。

脊椎及び骨盤の加速度の測定には、同様の超小型加速度計を取り付けたバルサ製のT字形ブロックを、体表面に張り付けて行った。図-2にこの測定用ブロックの概略図を示す。ブロックの接着面は、20mm（水平）×30mm（鉛直）であった。ピッチング加速度は、2個の鉛直方向の加速度計で測定した加速度の差を、加速度計間の距離30mmで除すことで求めた。加速度計のケーブルも含めたブロック全体の質量は約4gであった。このブロックと皮膚及び皮下組織による局部システムの固有振動数と減衰定数を、減衰自由振動試験によって同定し、後述するように、測定結果への局部振動の影響を低減するために用いた。実験に先立ち、バルサ製ブロックのサイズを変えることで、計測結果の精度の検証を行い、振動数10Hz以下で測定の信頼性を確認した。

被験者の加振には、0.5Hzから20Hzのバンドパスランダム振動を用い、その継続時間を60秒、加速度実効値を0.125, 0.25, 0.5, 1.0, 2.0m/s<sup>2</sup> r.m.s.の5段階に設定した。入力振動の継続時間は、データ解析に用いるスペクトル推定の信頼度、実験全体の継続時間、及び実験条件数を考慮して設定した。入力振動波形の一部を図-3に示す。本論文では、1.0m/s<sup>2</sup> r.m.s.の結果について述べるが、以下に示す結果に対する考察は、他の加速度振幅での結果についても当てはまるものであり、本論文の主旨に関しては、他の加速度振幅の結果を参照せずに議論しても問題ないと考えたので、ここでは省略した。他の加速度振幅で

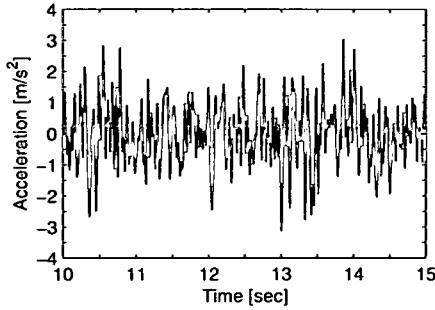


図-3 入力加速度波形の一部

の結果については、参考文献<sup>26)</sup>を参照されたい。

実験の主旨及び方法の被験者への説明は、あらかじめ作成した指図書により、さらに口頭で補足を行った。加振中の被験者の姿勢は、立位・座位ともに直立の姿勢とし、能動的な動作はしないように指示した。計測器からの信号はアンチエイリアシングフィルターを通過させた後、128サンプル毎秒で60秒間記録した。信号のコンディショニングと記録には、サウサンプトン大学で開発されたHVLabシステムのハード及びソフトウェアを用いた。

## (2) データ解析方法

データ解析においては、ISO 2631-1<sup>3)</sup>に定義された支持面座標系<sup>9)</sup>を用いた(図-1参照)。

本研究では、人体の動的応答として、駆動面動質量と身体各部への加速度振動伝達率(以下、簡単のため振動伝達率と記す)を求めた。動質量・振動伝達率ともに、入力(駆動面での鉛直加速度)と出力(駆動面での力、あるいは各測定点での加速度)のクロススペクトル密度関数を、入力のパワースペクトル密度関数で除することにより求めた。

$$\text{動質量: } M(f) = S_{DF}(f) / S_D(f) \quad (1)$$

$$\text{振動伝達率: } T(f) = S_{DB}(f) / S_D(f) \quad (2)$$

ここで、 $f$ は振動数、 $S_{DF}$ は駆動面鉛直加速度と駆動面力とのクロススペクトル密度関数、 $S_{DB}$ は駆動面鉛直加速度と身体測定点での加速度応答とのクロススペクトル密度関数、 $S_D$ は駆動面鉛直加速度のパワースペクトル密度関数を表す。スペクトル密度関数の計算には、512点FFT、周波数間隔0.25Hzを用いた。これは、真のスペクトルに対するスペクトル推定の誤差が $\pm 1$ dBである確率が約80%となるパラメータ設定である<sup>27)</sup>。

体表面で測定した加速度を用いた振動伝達率に関しては、自由振動試験より求めた局部システムの固有振動数 $f_0$ と減衰定数 $\xi$ を用いた周波数応答関数

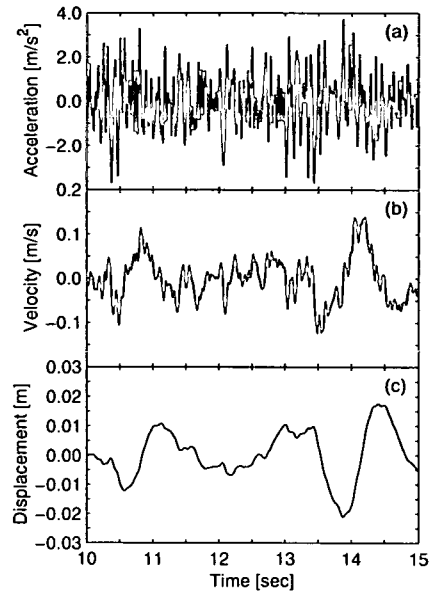


図-4 応答波形の例。第1胸椎、体表面平行方向。(a)加速度、(b)速度、(c)変位。

$$C(f) = \frac{1 + 2i\xi(f/f_0)}{1 - (f/f_0)^2 + 2i\xi(f/f_0)} \quad (3)$$

を用いて以下のように補正し、局部振動の影響を低減した。

$$T_B(f) = T_S(f) / C(f) \quad (4)$$

ここで、 $T_B(f)$ は骨格での振動伝達率の推定、 $T_S(f)$ は体表面で測定した振動伝達率を表す。この補正においては、局部システムの運動に関して微小変位を仮定している。ここで、測定した局所システムの固有振動数は最小値が20Hz程度であったことから、本研究で着目する10Hzまでの振動数領域において、局部振動の変位は小さいとする仮定は妥当と言える。本論文ではデータを示していないが、式(4)を用いて補正した振動伝達率と補正前の振動伝達率の差は小さく、局部振動に関する微小変位の仮定は妥当であると考えられるとともに、局部振動の固有振動数が着目する振動数領域より十分に高いことを確認すれば、式(4)による補正は不要であると言える。

体表面に設置した加速度計の方向は、体表面の凹凸により、図-1に示した支持面座標系に対し傾斜しており、その傾斜角は被験者と測定点ごとに異なるため、被験者間あるいは測定点間の振動伝達率の比較が困難となる。最も傾斜角が大きい脊柱上部の第1胸椎での測定点では、その角度は $20^\circ$ から $35^\circ$ であった。ここで、図-4に、応答波形の例として、第1胸椎における体表面平行方向(本例の場合、鉛直(z)方向から $26^\circ$ 傾斜)の加速度応答と、それらを数

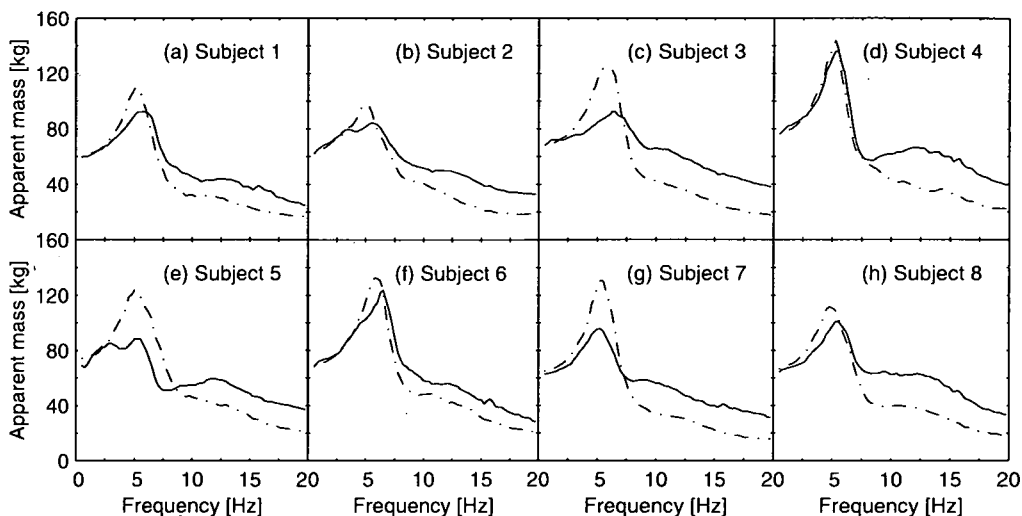


図-5 被験者8名の立位(——)と座位(---)での動質量

値積分して求めた速度及び変位応答を示す。これより、本実験で測定した人体の動的応答においては、比較的高い振動数成分が支配的であり、加速度応答値に比べて速度応答値及び変位応答値は小さいことが分かる。同様の傾向は、他の測定点や他の方向のデータにおいても見られた。そこで、支持面座標系に対する振動伝達率を得るために、速度応答値及び変位応答値は加速度応答値に比べて微小であると仮定し、傾斜した加速度計で測定した体表面に対し垂直方向の振動伝達率 $T_{Xl}(f)$ と体表面に平行方向の振動伝達率 $T_{Zl}(f)$ 、さらにあらかじめ測定した測定点での傾斜角 $\theta$ を用い、振動伝達率を以下のように補正した。

$$T_x(f) = T_{Xl}(f)\cos\theta + T_{Zl}(f)\sin\theta \quad (5)$$

$$T_z(f) = -T_{Xl}(f)\sin\theta + T_{Zl}(f)\cos\theta \quad (6)$$

ここで、 $T_x(f)$ と $T_z(f)$ はそれぞれ支持面座標系での水平(x)及び鉛直(z)方向の振動伝達率を表す。

以上の方法では、脊柱に沿った各測定点に対し、脊椎の後方突起部先端での鉛直・水平・ピッチングの振動伝達率を推定したこととなる。後述する結果においては、脊椎を剛体と見なすことにより、脊椎椎体の重心位置に対し推定した振動伝達率を示す。

### (3) 立位・座位での人体動質量

#### a) 人体動質量の特性

図-5に、立位及び座位での駆動面動質量を被験者ごとに示す。図より、被験者2及び5の立位の動質量では、7Hzより低い振動数域に2つのピークが見られたが、その他は、立位、座位ともに振動数5Hz付近に主要なピーク、10Hzから13Hzに二次的なピーク

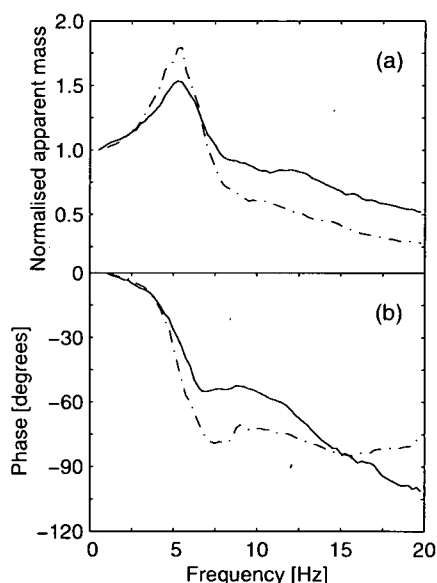


図-6 被験者8名の無次元動質量の中央値 (立位 ——, 座位 ---)

を示している。また、低振動数においては、動質量は被験者の体重とほぼ等しくなり、身体全体がほぼ剛で同一の応答をしていると推測できる。このような傾向を踏まえ、例えば、自動車シートの開発において、シートと人体の動的連成を考慮する際に用いる人体のモデルとして、動質量測定結果に基づく2自由度系の人体ダミーが開発されている。

図-6は、無次元動質量の8名の被験者の中央値を示している。無次元動質量とは、動質量を各被験者の体重で除すことにより、体重の個人差が動質量に

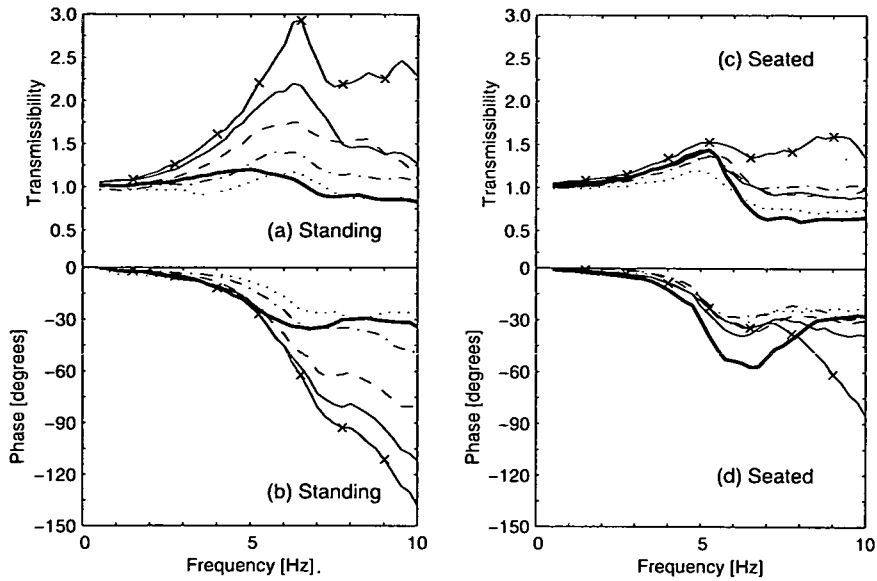


図-7 駆動面鉛直加速度と脊柱各測定点鉛直加速度の間の振動伝達率。被験者8名の中央値。(a), (b)：立位；(c), (d)：座位。T1 ———, T5 - - - - -, T10 - - - - -, L1 ———, L3 ———, L5 —×—。

及ぼす影響を低減したものである<sup>12)</sup>。無次元動質量のピーク値を見ると、動質量は立位で体重の約1.5倍、座位で約1.8倍に達することがわかる。人体は、その複雑な構成から、多自由度系の構造と見なすのが妥当であるが、立位と座位の無次元動質量の中央値に着目した場合、10 Hz付近の二次的なピークを無視すると、これらは固有振動数が等しく減衰定数の異なる1自由度集中質量系で簡易にモデル化することもできる。このとき、立位での減衰定数は約0.45、座位では約0.35に相当する。

一般に、ある対象物の動質量がピークを示す場合は、対象物の全体あるいは一部が共振状態にあり、その部位の質量が大きいほど、動質量に現れるピーク（共振）も顕著となる。共振状態にある部位の質量が小さい場合は、動質量に与える影響は小さく、例えば人体の体表面近傍の局部振動などは、この場合に該当する。

#### b) 立位と座位の比較

動質量の主共振振動数を、動質量が最大となるときの振動数と定義すると、全被験者の主共振振動数は、立位の場合5.25～6.5Hz、座位の場合4.75～5.75Hzに分布していた。立位と座位の動質量の主共振振動数を比較すると、立位の場合の方が、座位の場合よりも、主共振振動数が高い傾向があった。この立位と座位の主共振振動数差は、最大の被験者で0.75Hzであったが、ウィルコクソンの符号付順位検定を行った結果、有意水準5%でその差は有意であった。また、主共振振動数における動質量を比較

すると、座位の場合の方が、立位の場合より有意に大きい値を取ることがわかった ( $p < 0.05$ , ウィルコクソンの符号付順位検定)。

立位と座位で動質量の主共振に差が生じる理由を考察するため、主共振発生の機械的なメカニズムを推測してみると、身体のある一部のみの局部的な共振により、動質量の絶対値が体重の約1.5倍以上となるとは考えにくく、身体部位間の相対運動は生じているものの、身体全体あるいはその大部分の振動が何らかのメカニズムにより増幅されていると考えるのが自然であると言える。本実験においては、座位の場合は臀部及び大腿部背面の組織、立位の場合は足裏部の組織により身体が支持されており、これらの組織による剛性及び減衰と身体との質量の関係が立位と座位で異なることにより、主共振振動数とその時の動質量の値に差が生じたものと推測できる。しかし、動質量の測定結果のみで、立位と座位の動質量に差が生じるメカニズムを解明することは困難であることは明らかであり、以下に示す身体各部の振動の測定結果及びモデルによる検討を含め、改めて考察を加えることとする。

#### (4) 身体各部への振動伝達

##### a) 脊柱への振動伝達率

図-7は、駆動面鉛直方向加速度と、脊柱に沿った6つの測定点で測定した鉛直方向加速度との間の振動伝達率を、立位と座位についてそれぞれ被験者8名の中央値で示している。図より、鉛直方向の振動

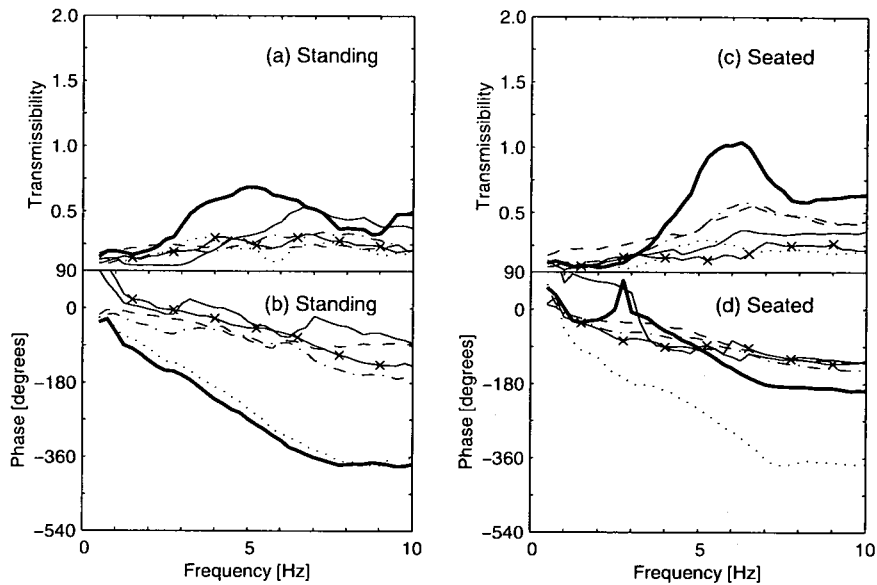


図-8 駆動面鉛直加速度と脊柱各測定点水平加速度の間の振動伝達率。被験者8名の中央値。(a), (b)：立位；(c), (d)：座位。T1 ———, T5 - - - - -, T10 - · - · -, L1 — — —, L3 — — —, L5 × — —。

伝達率においても、動質量で見られたように、立位では6Hz付近、座位では5Hz付近にピークが現れることがわかる。立位の場合の方が、座位よりピーク振動数が高いことも、動質量における傾向と同様である。本実験で用いた脊柱における最下測定点である第5腰椎(L5)においては、立位・座位ともに、9Hz付近にも振動伝達率のピークが見られた。

立位の場合、測定点間で振動伝達率に大きな差が見られるが、座位の場合の測定点間の差は、立位の場合に比べ小さかった。特に、立位の場合の腰椎部(L1, L3, L5)において、測定点間の振動伝達率の差は顕著であり、L5での振動伝達率がピークとなる6.5Hzにおいて、L5からL1の間に約40%の振動伝達率の低下が見られた。座位の場合、L5でピークとなる5.25Hzにおいては、L5からL1の間での振動伝達率の低下は約11%であった。胸椎部(T1, T5, T10)においては、立位と座位は同程度の振動伝達率を示しており、最大で1.3から1.4程度であった。

腰椎部の応答において見られた立位と座位との差の要因の一つとして考えられるのは、立位と座位での脊柱の形状の違いである。すなわち、座位の場合、骨盤が後方に回転した状態にあり、それに伴って腰椎部は、胸部と頭部を直立に保持するために、その特有の前彎形状を失い直線に近い形状となる。一方、立位の場合、骨盤が座位の場合より前方に回転した状態で、胸部・頭部を直立に保持するために、腰椎部は前彎形状を持つこととなり、この時、腰椎部のフレキシビリティは高くなる<sup>28)</sup>。このこと

と関連して、Nachemson-Morris<sup>29)</sup>による生体の腰椎椎間板内の圧力の測定結果より、立位に比べ座位の場合の方が椎間板内圧が高いという報告もあり、座位の場合、立位の場合に比べ、腰椎部がより圧迫された状態にあり、部分構造としての腰椎部の固有振動数が高くなっていることが推測できる。

脊柱の各測定点での水平方向加速度応答と、駆動面鉛直加速度との間で求めた振動伝達率の全被験者の中央値を図-8に示す。立位・座位ともに、脊柱の最上測定点(第1胸椎:T1)以外では、水平振動伝達率の中央値は、最大で0.5程度までしか増加していなかった。また、図-7に示した鉛直振動伝達率で見られた明確なピークは、第1胸椎以外ではほとんどの水平振動伝達率においては見られなかった。

#### b) 頭部への振動伝達率

Bite-barで測定した頭部での鉛直及びピッチング加速度と、駆動面での鉛直加速度との間で求めた振動伝達率を、図-9、-10において、被験者ごとに立位と座位で比較した。ピッチング加速度に対する振動伝達率の単位は、 $[(\text{rad/s}^2)/(\text{m/s}^2)]$ とした。なお、図-9、-10では位相データは省略した。

頭部鉛直加速度に対する振動伝達率を見ると、前節の脊柱での振動伝達率で見られたような5~6Hz付近のピークは、明らかでないことがわかる。被験者2や被験者5に見られるように、この振動数付近で振動伝達率が低下する傾向を示す被験者もいた。頭部鉛直振動伝達率においては、上述のように個人差が顕著に認められたが、各被験者で立位と座位では類

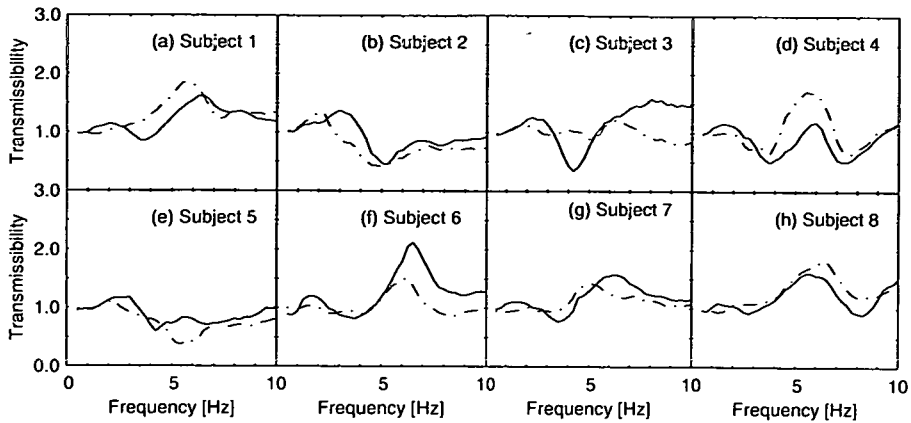


図-9 各被験者の駆動面鉛直加速度と頭部鉛直加速度の間の振動伝達率. 立位 ———, 座位 - - -.

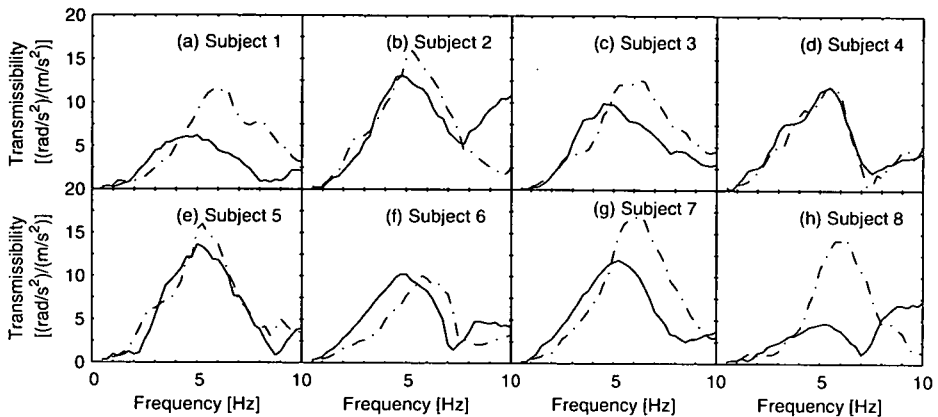


図-10 各被験者の駆動面鉛直加速度と頭部ピッチング加速度の間の振動伝達率. 立位 ———, 座位 - - -.

似した振動数依存性を示し、姿勢の差異による振動伝達率の変化の傾向は明らかではなかった。

頭部ピッチング加速度に対する振動伝達率に関しては、図-10に見られるように、被験者8の立位の場合を除き、5～7Hzの振動数範囲において、明確なピークが見られた。立位と座位の場合で、振動伝達率がピークとなる振動数を比較すると、座位の方が振動数が高い傾向があった ( $p < 0.05$ , ウィルコクソンの符号付順位検定)。これは、動質量の主共振振動数や、脊柱での振動伝達率のピーク振動数が示す傾向と相反する。

このように、鉛直振動伝達率の振動数依存特性の個人差が他の応答に比べ大きいことや、ピッチング振動伝達率の立位と座位でのピーク振動数の差が、動質量や脊柱での振動伝達率とは逆の傾向を示していること、また頭部の質量は5kg前後<sup>21)</sup>であることを考慮すると、頭部の応答特性は駆動面動質量の特性には顕著な影響を及ぼさないと考えられる。また、頭部の機械的な振動応答と、振動に対する心理的反

応や生理的反応との関係は明らかにされておらず<sup>1)</sup>、比較的計測は容易で、既往のデータが多いにも関わらず、頭部応答データの利用方法は明確ではない。従って、後述する人体動的応答のモデル化においては、その主目的が動質量の共振メカニズムの解明であり、また自動車シートの性能試験に利用するダミーへの当該モデルの応用なども目指すものであるが、いずれの場合も、頭部の応答は重要な因子でないと判断し、モデル化に際しては着目しないこととした。

### c) 骨盤への振動伝達率

図-11は、駆動面鉛直加速度と骨盤でのピッチング加速度との間の振動伝達率の全被験者の中央値を、立位と座位について示している。立位・座位での振動伝達率ともに、10Hzまでの振動数領域においては、振動数の増加に伴い振動伝達率は概ね増加する傾向にあった。振動数5Hz付近で勾配が急になっており、6Hzから7Hz付近に局所的なピークを示した。

立位と座位で比較すると、振動伝達率の大きさは



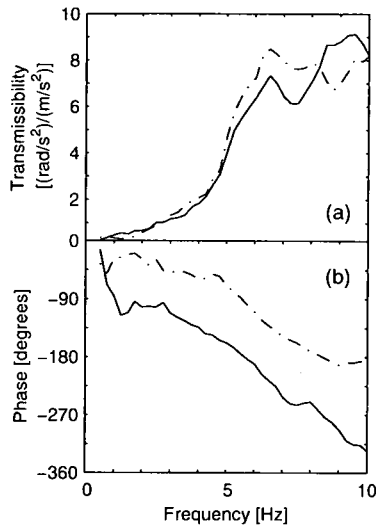


図-11 駆動面鉛直加速度と骨盤ピッチング加速度の間の振動伝達率。被験者8名の中央値。立位——，座位----

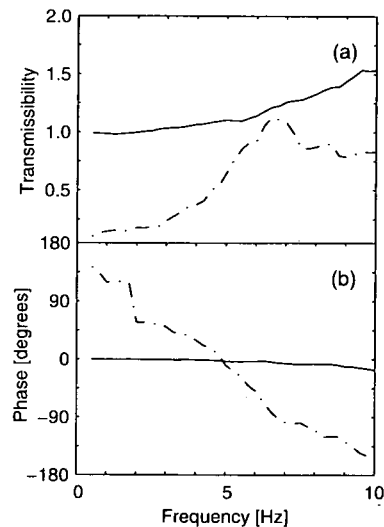


図-12 駆動面鉛直加速度と膝部での加速度の間の振動伝達率。被験者8名の中央値。鉛直——，水平----

類似した振動数依存性を示したが、位相に関してはほぼ90°異なることが図-11(b)よりわかる。例えば5Hz付近においては、立位の場合、骨盤ピッチング振動は駆動面鉛直振動に対して約180°の位相遅れがあるのに対し、座位の場合はその位相遅れは約90°である。このとき、並進振動に関する振動伝達率の位相差に関しては、立位と座位での差は小さい(図-7,8参照)。すなわち、立位では、駆動面上昇に伴い、骨盤のピッチング運動が脊椎下部固有の前彎を低減させるように働くことを意味する。また、前述のように、立位の場合は座位に比べ、骨盤が前方に回転した状態にあるため、脊柱下部の前彎が大きく、座位に比べフレキシビリティが高い<sup>28)</sup>。このこととピッチング振動の位相差が、脊柱下部で見られた立位と座位との振動伝達の差に関係すると考えられる。

#### d) 膝部への振動伝達率

立位の被験者に対して計測した膝部における鉛直及び水平加速度応答と、床面の鉛直加速度との間の振動伝達率の全被験者の中央値を図-12に示す。膝部への鉛直振動伝達率に関しては、本研究で用いた10Hzまでの振動数域で、振動数の増加とともに概ね単調に増加する傾向を示した。動質量の主共振振動数域においては、床面での振動に比べると10%程度増幅されているものの、共振現象と判断されるような特徴は示さなかった。これより、立位の動質量における振動数6Hz付近の主共振は、膝以下の身体部位の鉛直方向の動特性に直接起因するものではないと推測できる。

一方、水平加速度に対する振動伝達率では、振動数6~7Hzにピークが見られた。実験中は、被験者に対し膝を伸ばしたまま保持するように指示していたことから、これは主に足首の関節回りの回転あるいは足裏部の組織の変形による下肢全体のロッキングによるものと考えられる。従って、このとき上半身へは、鉛直方向だけでなく水平方向の振動も伝達していると考えられる。

#### (5) 動質量主共振振動数での脊柱の応答

立位及び座位の被験者の動質量において、振動数5Hzから6Hzで主共振が生じることがわかったが、主共振と身体各部の応答との関係は明らかではない。そこで、身体各部での応答測定結果をもとに、Kitazaki-Griffin<sup>18)</sup>と同様に実験モード解析を試みた。しかし、前節までに示した実験データに見られるように、人体の動的応答では減衰が大きく、得られた振動モードの信頼性が確認できず、またKitazakiらの結果との相違点もあった。そこで、身体各部位の振動伝達率の大きさと位相を用いて、主共振振動数での身体の応答を図示することとした。ここでは、線形を仮定し、加速度振動伝達率と変位振動伝達率は等しいとした。また、上述の結果より、頭部の応答や立位の場合の下肢の応答は、動質量主共振の要因とは直接関係しないことが推測できたため、ここでは脊柱の応答に注目することとした。

図-13に、ある被験者のデータより求めた主共振振動数における脊柱の応答を、駆動面に対する各測定点の相対変位を用いて、立位と座位それぞれに対

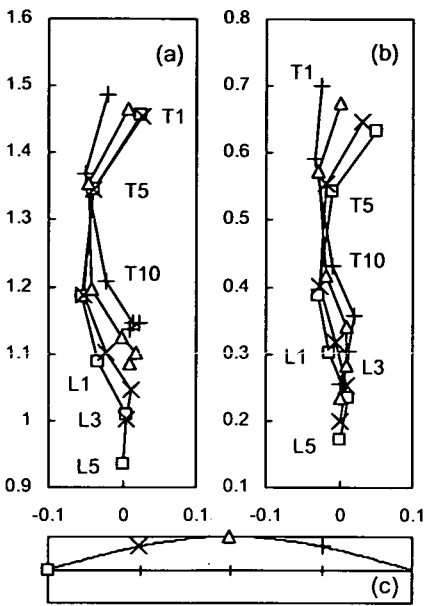


図-13 動質量主共振振動数における駆動面に対する脊柱の測定点 (T1, T5, T10, L1, L3, L5) の相対変位. (a): 立位, (b): 座位, (c): 駆動面の変位. □:  $t = 0$ , ×:  $t = T/8$ , △:  $t = T/4$ , +:  $t = 3T/8$  ( $T$ : 主共振振動数の入力正弦振動の周期). (a),(b)において, 各軸の単位は[m]. 入力振動振幅は明確化のため過大 (0.05 m, 5 Hz).

して示した. 図-13では, 仮想の入力正弦振動の一周を8等分し,  $t = 0, T/8, T/4, 3T/8$  ( $T$ は入力正弦振動の周期) の4つの時点で脊柱の変位を, 身体の右側から見た形で示した. 応答に対応する駆動面の変位を図-13(c)に合わせて示している. 応答を図中で明確に示すため, 計算で用いた仮想入力正弦振動の変位振幅は0.05mとした. 図示に用いた被験者の動質量の主共振振動数は5Hzであり, 変位振幅0.05mは加速度実効値約35m/s<sup>2</sup> r.m.s.に相当する. 他の多くの被験者も図-13と同様の脊柱の応答を示した.

図-13より, 動質量の主共振振動数においては, 立位・座位ともに, 脊柱の曲げ振動が生じていることがわかる.

脊柱下部, 特に腰椎部 (L1からL5) に着目すると, 立位の場合は曲げとともに軸方向の振動が支配的であるが, 座位の場合は曲げ変形のみが支配的であった. この立位と座位における腰椎部の応答の差異は, 前述のように, 脊柱形状の違いに起因する腰椎部の固有振動モードの変化によるものと考えられる.

一方, 脊柱上部の胸椎部 (T1からT10) では, 姿勢に関わらず, 脊柱下部に比べ, 胸椎部内の曲げ振動や軸方向の振動は明確ではなく, 脊柱下部の振動

に伴って, 胸椎部全体としての運動が生じていた. これは, 胸椎部と肋骨の接合により, 曲げ振動や軸方向振動といった胸椎としての変形が制限されているものと推測できる.

### 3. 共振メカニズム解明のための人体動的応答モデル<sup>25)</sup>

#### (1) モデル化の目的と方針

前節までに示したように, 立位及び座位における人体の駆動面動質量では, 振動数5Hzから6Hz付近で共振現象が見られ, その時, 脊柱の曲げ振動やロッキング振動が生じていることが明らかとなった. しかし, このような脊柱の振動と, 動質量主共振の発生メカニズムとの関係は, 実験結果からは明確ではない. そこで, 動質量主共振のメカニズムを解明する目的で, 数学モデルを構築した. 身体各部位の寄与等の共振メカニズムに関する検討及び考察を明確に行うため, モデル化に際しては, 実験で測定した動的応答を表現し得る, できるだけ自由度の少ないモデルを構築することとした.

#### (2) モデル化の方法

本研究では, 質量, 並進バネ及び粘性ダンパー, 回転バネ及び粘性ダンパーにより構成される集中質量系モデルを用いた. モデルの回転系の接続に際し, 質量を偏心させることにより, 鉛直方向の入力振動に対する回転方向の応答の発生を考慮した. ここで, 人体の構成要素の非線形性や, 筋運動を考慮すると, モデルのバネとダンパーは非線形とすべきである. しかし, 本研究においては, 簡単のため, また筋運動を含めた人体構成要素の特に動的な条件における非線形性に関する定量的知見が無いことから, 線形バネ及び粘性ダンパーを用いた. 立位と座位の人体動特性に対し, 質量, バネ, ダンパーの構成を変えた複数のモデルを構築し, 共振メカニズムに関する検討を行った. モデル構築に際しては, 人体が左右対称であると仮定し, 2次元のモデルとした.

#### a) 運動方程式

モデルの質量, バネ, ダンパーの構成により運動方程式は異なるが, 本研究で用いた基部の鉛直方向振動に対する $N$ 自由度系モデルの運動方程式の一般形は, 以下のように書ける.

$$M\ddot{u} + C\dot{u} + Ku = A_0\ddot{z}_b + A_v\dot{z}_b + A_dz_b \quad (7)$$

ここで,  $\ddot{u}$ ,  $\dot{u}$ ,  $u$ は, それぞれ各質量要素に対する加速度, 速度, 変位を表す $N \times 1$ ベクトルである. 変位は静的つり合い位置を原点とする.  $M$ ,  $C$ ,  $K$ は,

それぞれ次元 $N \times N$ の質量, 減衰, 剛性マトリックスである。  $\ddot{z}_b$ ,  $\dot{z}_b$ ,  $z_b$ は, 基部の加速度, 速度, 変位を表すスカラー,  $A_a$ ,  $A_v$ ,  $A_d$ は, それぞれに対する係数ベクトルで, 次元は $N \times 1$ である。 定式化には, ISO2631-1<sup>3)</sup>に定義された支持面座標系を用いた。

質量の偏心を伴った回転自由度を導入したことにより, 式(7)中の係数は質量の運動を表す変数 $u$ に依存する形となる。 本研究では, 応答が微小であると仮定し, もとの非線形の運動方程式のマクローリン展開によって得られる応答変数の2次以上の項を無視することにより, 運動方程式を線形化した。

#### b) モデルパラメーター

モデルの質量, 慣性モーメント, 及び重心等の位置は, Kitazaki-Griffin<sup>22)</sup>の有限要素モデルで用いられたパラメーターをもとに決定した。 Kitazaki-Griffinのパラメーターは, Liu-Wickstrom<sup>30)</sup>やNASA<sup>31)</sup>の実測データに基づいている。 本研究では, Kitazaki-Griffinのモデルの複数の要素を1要素としてモデル化した。 その際, 本研究のモデルの1要素に対応するKitazaki-Griffinのモデルの要素群が, 互いに剛結合しているとして, 各モデルパラメーターを決定した。

一方, 剛性と減衰のパラメーターに関しては, 既往の文献からは決定できなかった。 これは, 生体における身体部位の剛性や減衰特性の測定が现阶段では極めて困難で, 利用できるデータが無いことが理由であった。 そこで, 剛性と減衰のパラメーターは, モデルの応答と動質量や振動伝達率の測定結果とを比較することにより決定した。 全被験者の中央値及び各被験者の実験値に対し, 次のように定義した誤差関数を最小とするパラメーターをもって決定した。

$$\begin{aligned} \text{error} = & \sum_n |M_m(n\Delta f) - M_c(n\Delta f)|^2 \\ & + \sum_j \sum_n |T_{jm}(n\Delta f) - T_{jc}(n\Delta f)|^2 \end{aligned} \quad (8)$$

ここで,  $M_m$ ,  $T_m$ は実験で測定した動質量と振動伝達率,  $M_c$ ,  $T_c$ はモデルで計算した動質量と振動伝達率であり, いずれも位相情報を含んだ複素数である。  $\Delta f$ は実験結果における振動数間隔で0.25Hz,  $n$ は整数で, 振動数 $n\Delta f$ が, 動質量に関しては0.5Hzから20Hz, 振動伝達率に関しては0.5Hzから10Hzとなる値をとる。 また,  $j$ は振動伝達率の測定位置及び方向を示す変数であり,  $A_j$ は振動伝達率に対する任意の重み係数である。 式(8)の誤差関数を最小とするパラメーターの決定には, Nelder-Meadのシンプレックス法を用いた。 式(8)の振動伝達率に対する重み係数 $A_j$ は, 特に動質量と鉛直方向の振動伝達率に対し, 適当な曲線適合を与えるように決定した。 ここで,

モデルと実験結果の振動伝達率の比較においては, モデルの各質量要素の重心と最も近い位置で測定された実験結果を用いた。 選んだ測定位置のモデルにおける座標は, Kitazaki-Griffin<sup>22)</sup>が用いた幾何学的データより決定した。 決定した座標におけるモデルの振動伝達率は, 質量要素は剛体, 応答は微小であると仮定し, 各質量要素に対し求めた応答から算出した。

以上の剛性と減衰のパラメーター同定の際, 上述の様にKitazaki-Griffin<sup>22)</sup>のデータをもとに当初決定した質量に関するパラメーターを, 比較に用いた被験者の体重と等しくなるように補正した。 すなわち, 当初決定した質量パラメーターの全質量要素の総和 $m_0$ と被験者の体重 $m_s$ との比 $m_s/m_0$ を, 当初決定した各質量パラメーターに乗ずることにより, 質量パラメーターを補正した。 ここでは, 人体の単位体積あたりの質量が部位によらず一定であると仮定している。 また, 質量の補正方法をもとに, 体積が長さの3乗の次元を持つことを考慮し, 慣性モーメントに関しては $(m_s/m_0)^{5/3}$ , 座標に関しては $(m_s/m_0)^{1/3}$ を用い, それぞれ補正を行った。

ここで, 実験結果から明らかなように, 測定により得られた振動数応答関数には, 本実験で用いた振動数域において, 多くても2つの振動数でしか明確なピークが見られなかった。 このことに関連し, 上述のパラメーター同定法を用いる場合, モデルの自由度を6以上に増加させると, 有意なパラメーターセットが得られなかった。 そこで, 本研究に用いるモデルの自由度は5以下とした。

#### (3) モデル例

図-14に示すのは, 複数のモデル構成を検討した結果, 立位及び座位に対して, モデルの応答が実験結果と比較的良く適合した例である。 図-14に示した両モデルにおける, モデルの要素と身体部位との対応関係を表-1に示す。

複数のモデル構成を検討した結果, 質量要素Eと付随するバネ・ダンパー (自由度番号5, 図-14)で構成される腹部内臓を表す要素をモデルに含めることで, 立位・座位ともに, モデル応答と実験結果の適合度が高くなることが明らかとなった。 座位のモデルにおいては, 骨盤のピッチングを表す自由度 (自由度番号2, 図-14(b))についても, これをモデルに含めることで, 特に振動伝達率がより適合することがわかった。 また, 座位のモデルに臀部及び大腿部の組織変形を表す自由度 (自由度番号1, 図-14(a))を考慮しない場合, 測定した動質量をモデルで適切に表現できなかったため, 座位のモデルに

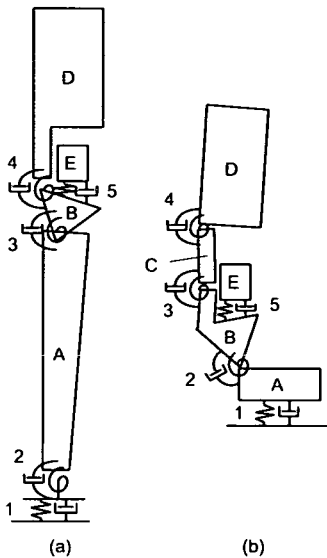


図-14 人体動的応答のモデル例。(a)：立位、(b)：座位。

表-1 モデル要素と身体部位の対応。(a)：質量要素、(b)：バネ・ダンパーによる自由度。

(a)	身体部位	
	立位 (図-14(a))	座位 (図-14(b))
A	下肢	下肢
B	骨盤	骨盤・腰椎下部
C	—	胸椎下部・腰椎上部
D	上半身 (B, E相当部を除く)	上半身 (B, C, E相当部を除く)
E	腹部内臓	腹部内臓

(b)	身体部位	
	立位 (図-14(a))	座位 (図-14(b))
自由度番号		
1	足裏部組織変形	臀部・大腿部組織変形
2	足首関節	骨盤回転
3	股関節	腰椎曲げ
4	脊柱曲げ	胸椎下部曲げ
5	腹部内臓上下動	腹部内臓上下動

表-2 モデル応答計算に用いた慣性及び幾何学的パラメーター

(a) 立位モデル

質量要素	質量 [kg]	慣性モーメント <sup>i)</sup> [kg·m <sup>2</sup> ]	重心 <sup>ii)</sup> (x, z) [m]	接合点 <sup>iii)</sup> (x, z) [m]	振動伝達率計算点 <sup>iv)</sup> (x, z) [m]
A	24.4	10.6	(0.0600, 0.608)	(0, 0)	(0.0680, 0.488)
B	16.9	0.270	(0.0452, 1.036)	(0.0880, 0.962)	(-0.0304, 1.098)
D	30.3	7.49	(0.0543, 1.526)	(-0.0253, 1.065)	(0.0187, 1.484)
E	12.8	---	(0.0411, 1.187)	---	(0.0411, 1.187)

(b) 座位モデル

質量要素	質量 [kg]	慣性モーメント <sup>i)</sup> [kg·m <sup>2</sup> ]	重心 <sup>ii)</sup> (x, z) [m]	接合点 <sup>iii)</sup> (x, z) [m]	振動伝達率計算点 <sup>iv)</sup> (x, z) [m]
A	24.4	---	---	---	---
B	17.9	0.388	(-0.0301, 0.108)	(0, 0)	(-0.140, 0.165)
C	1.71	0.0188	(-0.0752, 0.312)	(-0.0612, 0.245)	(-0.0591, 0.320)
D	27.6	1.80	(-0.00753, 0.626)	(-0.0607, 0.414)	(-0.0121, 0.655)
E	12.8	---	(-0.0285, 0.254)	---	(-0.0285, 0.254)

- i) 接合点に関する慣性モーメント。
- ii) ISO 2631-1<sup>3)</sup>で定義された座標系 (図-1参照)。座標の原点は任意に決定。
- iii) 当該質量要素とその下に位置する質量要素との接合点。
- iv) 実験結果との比較のための振動伝達率の計算に用いた点。

はこの自由度を含むこととした。

立位と座位で脊柱に対応する部分のモデル構成が異なるのは、主として、前項に述べた、パラメーター同定時の自由度数に対する制約によるものである。しかし、複数のモデル構成の検討の結果、脊柱を含む部分のモデル構成の変化が動質量の共振に及ぼす影響は小さいことを確認し、また、後述のように、脊柱に相当するモデルパラメーターの変化による動質量の主共振への影響は小さかったことから、動質

量の共振メカニズムの解明という本モデルの目的に関しては、立位と座位で脊柱のモデル構成に差があることで、モデルの妥当性が失われることは無いと考えた。

以下では、実験結果の中央値を用いてパラメーターを決定した図-14のモデルに対する結果について述べる。文献から求めた慣性及び幾何学的パラメーターを表-2に、パラメーター同定により得られた剛性及び減衰パラメーターを表-3に示す。表-3のパラメーターの

表-3 パラメーター同定により得られたモデルの剛性及び減衰係数

(a) 立位モデル

自由度番号	剛性係数K・減衰係数C	
1	K <sub>1</sub> [N/m]	3.79 × 10 <sup>5</sup>
	C <sub>1</sub> [N·s/m]	2.76 × 10 <sup>3</sup>
2	K <sub>2</sub> [Nm]	2.10 × 10 <sup>4</sup>
	C <sub>2</sub> [N·m·s]	3.90 × 10 <sup>2</sup>
3	K <sub>3</sub> [Nm]	7.19 × 10 <sup>2</sup>
	C <sub>3</sub> [N·m·s]	1.08 × 10 <sup>1</sup>
4	K <sub>4</sub> [Nm]	4.27 × 10 <sup>2</sup>
	C <sub>4</sub> [N·m·s]	1.56 × 10 <sup>1</sup>
5	K <sub>5</sub> [N/m]	1.81 × 10 <sup>4</sup>
	C <sub>5</sub> [N·s/m]	3.80 × 10 <sup>2</sup>

(b) 座位モデル

自由度番号	剛性係数K・減衰係数C	
1	K <sub>1</sub> [N/m]	1.44 × 10 <sup>5</sup>
	C <sub>1</sub> [N·s/m]	3.10 × 10 <sup>3</sup>
2	K <sub>2</sub> [Nm]	8.99 × 10 <sup>2</sup>
	C <sub>2</sub> [N·m·s]	4.26 × 10 <sup>1</sup>
3	K <sub>3</sub> [Nm]	1.04 × 10 <sup>3</sup>
	C <sub>3</sub> [N·m·s]	5.44 × 10 <sup>1</sup>
4	K <sub>4</sub> [Nm]	1.21 × 10 <sup>3</sup>
	C <sub>4</sub> [N·m·s]	8.17 × 10 <sup>0</sup>
5	K <sub>5</sub> [N/m]	2.74 × 10 <sup>4</sup>
	C <sub>5</sub> [N·s/m]	1.95 × 10 <sup>2</sup>

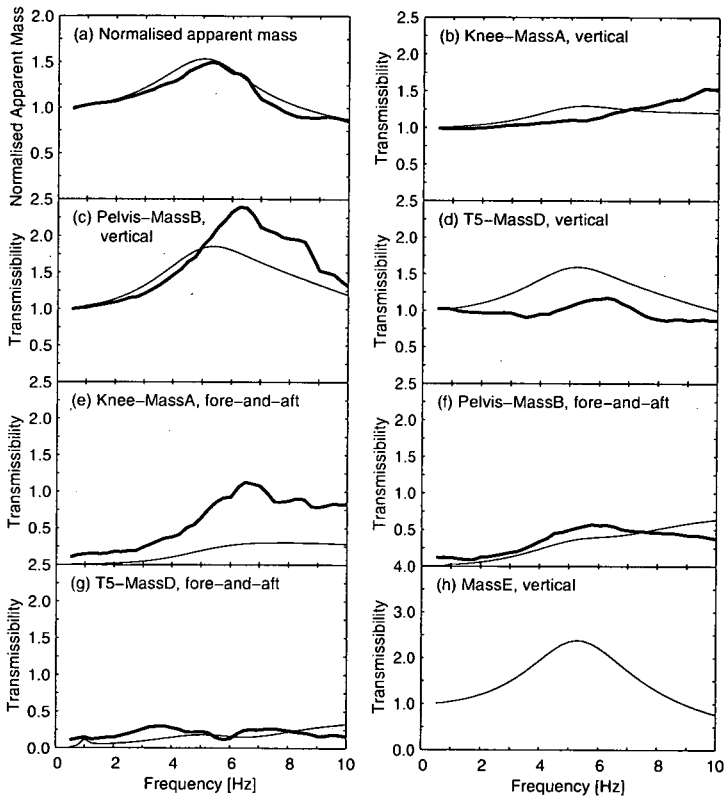


図-15 立位での無次元動質量・振動伝達率の実験結果とモデルによる解析結果の比較。実験 ———，モデル ———。 (a)無次元動質量，(b)膝と質量要素Aでの鉛直振動伝達率，(c)骨盤と質量要素Bでの鉛直振動伝達率，(d)第5胸椎と質量要素Dでの鉛直振動伝達率，(e)膝と質量要素Aでの水平振動伝達率，(f)骨盤と質量要素Bでの水平振動伝達率，(g)第5胸椎と質量要素Dでの水平振動伝達率，(h)質量要素Eでの鉛直振動伝達率。(質量要素については，図-14(a)及び表-1(a)を参照)

うち、既往の文献において生体での計測結果が報告されている、立位モデルの足裏部の剛性パラメータや座位モデルの臀部及び大腿部の剛性パラメータに関しては、文献の計測値と比較し、パラメータの妥当性を確認した<sup>32),33)</sup>。

#### (4) 実験結果とモデルによる解析結果の比較

立位での実験結果とモデルでの解析結果の比較を図-15に示す。なお、図-15に示したデータに対応する位相データは省略した。実験結果と解析結果の比較には、無次元動質量と3.(2)で述べた要領で選択した振動伝達率を用いた。

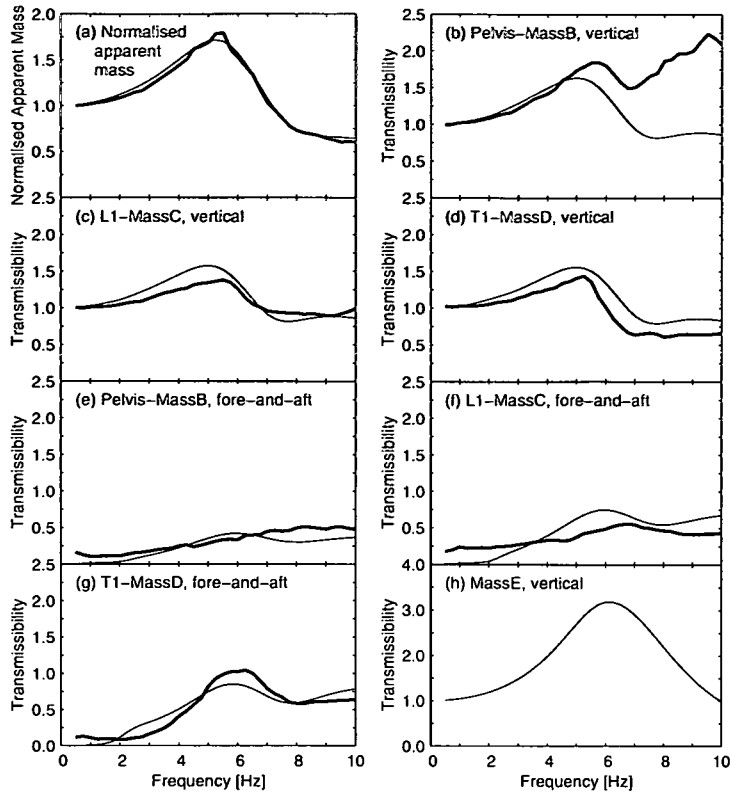


図-16 座位での無次元動質量・振動伝達率の実験結果とモデルによる解析結果の比較. 実験 ———, モデル - - - - . (a)無次元動質量, (b)骨盤と質量要素Bでの鉛直振動伝達率, (c)第1腰椎と質量要素Cでの鉛直振動伝達率, (d)第1胸椎と質量要素Dでの鉛直振動伝達率, (e)骨盤と質量要素Bでの水平振動伝達率, (f)第1腰椎と質量要素Cでの水平振動伝達率, (g)第1胸椎と質量要素Dでの水平振動伝達率, (h)質量要素Eでの鉛直振動伝達率. (質量要素については, 図-14(b)及び表-1(a)を参照)

図-15(a)より, モデルによる動質量の解析結果は実験結果をよく表していると言えるが, これは, モデルパラメータの決定において, 3.(2)で述べたように, 動質量の寄与が大きくなるように式(8)の誤差関数を設定したためである. 振動伝達率に関しては, モデルによる解析結果と実験結果で, 全体としての傾向は類似しているものの, 個々の振動伝達率に着目すると相違点が見られた. 3.(2)で述べた本研究で用いたパラメータの決定方法によるモデルの自由度の制約から, 立位に関しては, モデルの構成を変更しても, 図-15に示した解析結果に比べ, 明らかに実験結果により近い結果を示すモデルは得られなかった.

図-16では, 座位に関して, 無次元動質量と振動伝達率の実験結果と, モデルによる解析結果を比較している. なお, 図-16に対応する位相データは省略した. 図-15, 16より, 立位の場合に比べ, 座位のモデルによる解析結果は, 実験結果とよく一致したと言える.

座位の場合も, 3.(2)で述べたように, 式(8)の誤差関数への動質量の寄与が大きくなるように設定したため, 動質量の実験結果とモデルによる解析結果はよく一致した(図-16(a)). 鉛直方向及び水平方向の振動伝達率についても, モデルは妥当な結果を示していると言えるが, 約7Hz以上の振動数範囲における骨盤への鉛直方向の振動伝達率では, 解析結果と実験結果との相違が認められた(図-16(b)-(g)). 実験結果において, 図-16(b)に見られるような振動数7Hz以上の振動数範囲における振動伝達率の増加は, 骨盤及び第5腰椎での鉛直方向の振動伝達率以外では見られなかった(図-7). これは, 骨盤周辺部位の局所的な振動モードが, この振動数範囲に存在するものと推測できるが, 図-14で示したモデルを含む本研究での比較的簡易なモデルでは, この局所的な振動モードを表せなかった. しかし, このような局所的な振動モードの動質量主共振への寄与は小さいと考えられるため, 以下に述べる, モデルを用いた動質量主共振の発生メカニズムに関する考察

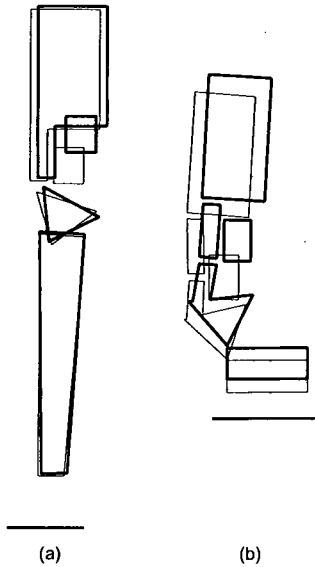


図-17 動質量主共振に対応する振動モード。(a)：立位、(b)：座位。——モード形状；-----初期位置。

は、妥当であると判断した。

図-15、-16においては、実験結果との直接の比較ができなかった質量要素Eへの振動伝達率についても、その解析結果を示している(図-15(h)、-16(h))。腹部内臓での振動については、腹部内臓の振動の定義自体が困難であるが、座位の被験者の腹部体表面での振動の計測データから、2.(2)で述べた方法により、体表面の影響を低減させた既往の結果によれば、特に本研究で対象としている振動数範囲においては、脊柱に沿った測定点での結果に比べ、腹部の方が大きい振動伝達率が得られている<sup>18)</sup>。従って、図-15(h)、-16(h)に示した質量要素Eへの振動伝達率が、他の振動伝達率より大きな値を取ったことは妥当であると言える。

#### (5) 動質量主共振に対応する振動モード

図-14(a)の立位の動的応答モデルに関しては、10 Hz以下の振動数範囲で4つの振動モードが得られた。このうち、動質量の主共振に主要な寄与を果たしているのは、5.43 Hzにおける2次モードであった。減衰を無視した際の2次モードのモード形状を図-17(a)に示す。図より、腹部内臓の鉛直運動が小振幅の足裏部の鉛直変形と同位相で生じていることがわかる。また、骨盤のピッチングとそれとは逆位相の上半身のピッチングも含まれることがわかる。

図-14(b)の座位の動的応答モデルに対しては、10 Hz以下で3つの振動モードを抽出した。固有振動

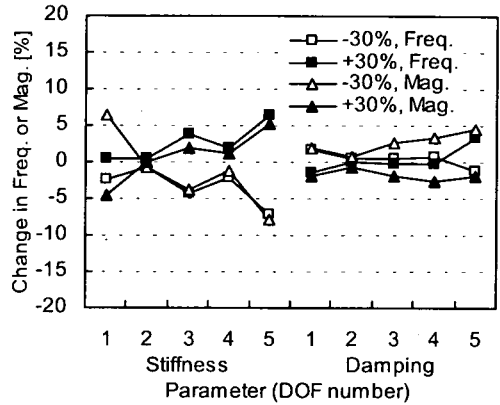


図-18 立位モデルの剛性・減衰各パラメータの±30%変化に対する動質量の主共振振動数と主共振での無次元動質量の変化(横軸は図-14(a)及び表-1(b)の自由度番号に対応)。

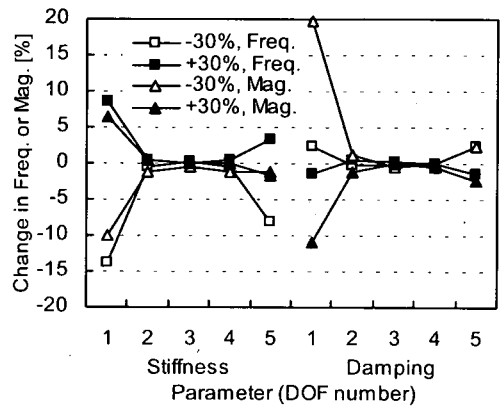


図-19 座位モデルの剛性・減衰各パラメータの±30%変化に対する動質量の主共振振動数と主共振での無次元動質量の変化(横軸は図-14(b)及び表-1(b)の自由度番号に対応)。

数5.66 Hzの2次モードが、動質量の主共振に支配的な寄与を果たしていた。モード形状を図-17(b)に示す。この振動モードにおいては、臀部及び大腿部の鉛直方向の変形と腹部内臓の上下運動が同位相で生じていることがわかる。立位の場合と同様に、このモードにおいても脊柱の曲げが含まれており、骨盤のピッチングと逆位相で生じている。

#### (6) 動質量主共振に対するパラメータ感度解析

モデル化した身体の各部位の動質量主共振への寄与を検討するため、個々の剛性及び減衰パラメータの変化による動質量主共振への影響を検討した。前述のパラメータ同定により得られた剛性及び減衰パラメータを個々に±30%変化させたときの、主共振

振動数及び主共振での無次元動質量の大きさを、立位・座位モデルに対して図-18,-19にそれぞれ示す。

図-18に示した立位モデルでは、腹部内臓の鉛直方向運動に相当する自由度番号5の剛性及び減衰の変化が、主共振に最も顕著な影響を与えた。回転方向の自由度に関しては、足首での回転を表す自由度番号2のパラメータの影響は非常に小さいが、他の回転方向の自由度の特に剛性パラメータの変化は、主共振振動数に影響していることがわかった。また、図-17に示したように、主共振に相当する振動モードにおいては変位が小さかった足裏部の鉛直方向変形に相当するパラメータ（自由度番号1）の変化も、動質量の主共振に比較的大きく影響していると言える。これは、主共振発生の主たる要因となる上半身の動的メカニズムに対する振動入力を増幅するという点で、主共振に寄与しているものと考えられる。

図-19に示した座位モデルでは、臀部及び大腿部の剛性・減衰パラメータ（自由度番号1）が、主共振に最も顕著な寄与を果たしていることが明らかであった。また、腹部内臓の鉛直運動（自由度番号5）の特に主共振振動数への寄与も大きいことがわかった。一方、モデルに含まれる3つの回転自由度に関しては、主共振への直接の寄与は大きくないと言える。

#### 4. まとめ

各種の全身振動暴露により、人間の心理面を含む健康への悪影響が生ずることが知られている。人間の振動に対する応答メカニズムの一つとして、振動暴露による人体の動的応答に基づき心理的・生理的な応答が生ずる、という仮定は妥当であると考えられる。そこで、本研究では、人間の振動に対する各種応答の基礎と考えられる人体の動的応答のうち、特に、鉛直振動暴露時の立位及び座位における動的応答特性を解明することを目的として、被験者を用いた振動実験ならびにモデルによる実験結果の理論的考察を行った。

人体の駆動面動質量の測定結果より、振動数5～6Hz付近に主共振が見られ、立位の方が座位より主共振振動数が高い傾向が確認された。

立位での応答に関して、振動伝達率を用いて得られた脊柱の動きから、主共振振動数においては、腰椎部の曲げと軸方向の変形、及び胸椎と肋骨が一体となった運動が生じていることがわかった。このとき、骨盤のピッチング振動と腰椎の曲げや軸方向変形との連成が見られた。一方、主共振振動数域にお

いては、床面での鉛直振動は、膝以下の部位で約10%程度増幅され、主に関節の回転運動による水平振動とともに、上半身に伝達していることが実験結果より示唆された。

座位における動質量主共振振動数での脊柱の応答は、腰椎部の軸方向の変形がほぼ見られない点を除いては、立位の場合と同様であった。骨盤のピッチング振動に関しては、大きさは立位の場合と同程度であるが、入力振動に対する位相差には差があり、骨盤の回転と腰椎部の曲げの連成のメカニズムは、立位の場合とは異なることを示唆する結果であった。

簡易な質量集中モデルを用いた種々のモデル構成の比較や感度解析による検討により、立位における動質量の主共振発生には、腹部内臓の動的応答が支配的な寄与を果たしている可能性が高いことが明らかとなった。骨盤の回転や脊柱の曲げの動質量主共振への寄与は、腹部内臓の運動に比べ小さいものであった。また、上半身への振動入力を増幅するという点において、足裏部組織の変形も主共振に影響を及ぼすと推察された。

座位モデルに対しては、全身及び腹部内臓の鉛直振動、脊柱の曲げ振動、骨盤の回転振動を含む、動質量主共振に相当する振動モードを抽出した。特に、同位相で生じる全身及び内臓の鉛直振動が、動質量主共振に支配的な影響を及ぼすことが明らかになった。実験結果及びモデルの振動モードで見られた脊柱の曲げや骨盤の回転の、主共振発生メカニズムへ直接的な寄与は少ないことがわかった。

本研究で検討したモデルでは、立位人体での実験結果で見られた腰椎部の軸方向変形を適切にモデル化出来なかった。立位と座位での脊柱の軸変形の差異のメカニズムの把握は、本研究で確認された曲げ変形と合わせて、長期間振動暴露と腰痛や脊椎障害との因果関係の検討に有用であり今後の課題である。

#### 参考文献

- 1) Griffin, M.J.: *Handbook of Human Vibration*, Academic Press, London, 1990.
- 2) Bovenzi, M. and Hulshof, C.T.J.: An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain, *Journal of Sound and Vibration*, Vol.215, No.4, pp.595-611, 1998.
- 3) International Organization for Standardization: Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 1: general requirements, *ISO 2631-1*, Geneva, 1997.
- 4) 小堀為雄, 梶川康男: 道路橋の振動とその振動感覚, 土木学会論文報告集, No.222, pp.15-23, 1974.
- 5) 小堀為雄, 梶川康男: 橋梁振動の人間工学的評価法, 土木学会論文報告集, No.230, pp.23-31, 1974.
- 6) 田中信治, 加藤雅史: 設計時における歩道橋の振動使



- 用性照査法, 土木学会論文集, No.471/I-24, pp.77-84, 1993.
- 7) 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一: 人間の振動感覚に基づいた歩道橋の使用限界状態に関する研究, 土木学会論文集, No.537/I-35, pp.217-231, 1996.
  - 8) International Organization for Standardization: Mechanical vibration and shock - evaluation of human exposure to whole-body vibration - part 2: vibrations in buildings (1 Hz to 80 Hz), *ISO/DIS 2631-2*, Geneva, 2000.
  - 9) 日本工業規格: 機械振動及び衝撃-人体暴露-用語, JIS Z 8131, 日本規格協会, 2000.
  - 10) 長松昭男: モード解析入門, コロナ社, 1993.
  - 11) Coermann, R.R.: The mechanical impedance of the human body in sitting and standing positions at low frequencies, *Human Factors*, Vol.4, No.10, pp.227-253, 1962.
  - 12) Fairley, T.E. and Griffin, M.J.: The apparent mass of the seated human body: vertical vibration, *Journal of Biomechanics*, Vol.22, No.2, pp.81-94, 1989.
  - 13) Paddan, G.S. and Griffin, M.J.: A review of the transmission of translational seat vibration to the head, *Journal of Sound and Vibration*, Vol.215, No.4, pp.863-882, 1998.
  - 14) Panjabi, M.M., Anderson, G.B.J., Jorneus, L., Hult, E. and Mattsson, L.: In vivo measurements of spinal column vibrations, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Incorporated, Vol.68A, No.5, pp.695-702, 1986.
  - 15) Pope, M.H., Broman, H. and Hansson, T.: Factors affecting the dynamic response of the seated subject, *Journal of Spinal Disorders*, Vol.3, No.2, pp.135-142, 1990.
  - 16) Hinz, B., Seidel, H., Bräuer, D., Menzel, G., Blüthner, R. and Erdmann U.: Examination of spinal column vibrations: a non-invasive approach, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol.57, pp.707-713, 1988.
  - 17) Kitazaki, S. and Griffin, M.J.: A data correction method for surface measurement of vibration on the human body, *Journal of Biomechanics*, Vol.28, No.7, pp.885-890, 1995.
  - 18) Kitazaki, S. and Griffin, M.J.: Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture, *Journal of Biomechanics*, Vol.31, pp.143-149, 1998.
  - 19) 北崎智之: 自動車の振動評価, 日本音響学会誌, Vol.53, No.1, pp.39-43, 1997.
  - 20) International Organization for Standardization: Vibration and shock - mechanical driving point impedance of the human body, *ISO 5982*, Geneva, 1981.
  - 21) Belytschko, T., Schwer, L. and Schultz, A.: Refinement and validation of a three-dimensional head-spine model, *Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, AMRL-TR-78-7*, 1978.
  - 22) Kitazaki, S. and Griffin, M.J.: A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body, *Journal of Sound and Vibration*, Vol.200, No.1, pp.83-103, 1997.
  - 23) Matsumoto, Y. and Griffin, M.J.: Movement of the upper-body of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration at the principal resonance frequency, *Journal of Sound and Vibration*, Vol.215, No.4, pp.743-762, 1998.
  - 24) Matsumoto, Y. and Griffin, M.J.: Comparison of biodynamic responses in standing and seated human bodies, *Journal of Sound and Vibration*, Vol.238, No.4, pp.691-704, 2000.
  - 25) Matsumoto, Y. and Griffin, M.J.: Modelling the dynamic mechanisms associated with the principal resonance of the seated human body, *Clinical Biomechanics*, Vol.16, Sup.1, S31-S44, 2001.
  - 26) Matsumoto, Y.: Dynamic response of standing and seated persons to whole-body vibration: principal resonance of the body, *PhD thesis, University of Southampton*, Southampton, UK, 1999.
  - 27) Bendat, J.S. and Piersol, A.G.: *Random Data, Third Edition*, Wiley-Interscience, New York, 2000.
  - 28) Pheasant, S.: *Body Space - Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work, Second Edition*, Taylor & Francis, London, 1998.
  - 29) Nachemson, A. and Morris J.M.: In vivo measurements of intradiscal pressure, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.46-A, No.5, pp.1077-1092, 1964.
  - 30) Liu, Y.K. and Wickstrom, J.K.: Estimation of the inertial property distribution of the human torso from segmented cadaveric data, *Perspectives in Biomedical Engineering, Proceedings of a Symposium organised in association with the Biological Engineering Society in Glasgow*, pp.203-213, 1973.
  - 31) National Aeronautics and Space Administration: *Anthropometric source book, vol. 1, anthropometry for designers*, NASA Reference Publication 1024, 1978.
  - 32) Robinovitch, S.N., Hayes, W.C. and McMahon, T.A.: Prediction of femoral impact forces in falls on the hip, *Journal of Biomechanical Engineering - Transactions of the ASME*, Vol.113, pp.366-374, 1991.
  - 33) Nigg, B.M. (ed.): *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetics Publishers, 1986.

(2001. 6. 8 受付)

## A STUDY OF THE DYNAMIC RESPONSE OF THE HUMAN BODY TO VERTICAL WHOLE-BODY VIBRATION

Yasunao MATSUMOTO and Michael J. GRIFFIN

The dynamic response of the human body exposed to vertical whole-body vibration has been investigated in an experiment involving human subjects. The apparent mass showed a principal resonance at a frequency around 5 and 6 Hz for standing and seated subjects. Bending of the lumbar spine at the principal resonance frequency has been illustrated based on the measurement of the transmissibilities. An investigation of mathematical models showed a possible major contribution of the vertical motion of the viscera to the principal resonance of the apparent mass for standing and seated subjects. For the seated body, deformation of the tissue beneath the pelvis may also make a major contribution to the resonance.