

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 22 日現在

機関番号：22604

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24560300

研究課題名(和文)脊椎形状に着目した分類による人体振動特性と人体振動モデル構築にむけての検討

研究課題名(英文)Vibration characteristics of human body based on shape of the spine and modelling of the characteristics

研究代表者

玉置 元(TAMAOKI, Gen)

首都大学東京・理工学研究科・助教

研究者番号：60315752

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,200,000円

研究成果の概要(和文)：将来的に日本人の成人標準振動特性を把握する事を最終目的に、本研究では日本人を被験者とした振動特性の測定を行い人体振動特性を把握する事、その特性を表現する人体モデルを検討する事を目的とする。まず、着座姿勢を表現可能な姿勢指標値を定義し、被験者の姿勢測定から座位姿勢を良好に表現できる事を示した。次に人体加振実験を行い、振動特性を把握すると共に、定義した指標値を用いて姿勢と振動特性の関係を検討した。特定の指標値と振動特性の一部(頭部の加速度伝達率と座面での駆動点動質量の各1次共振の振動数と振幅)の相関が高いことが分かり、これを基に姿勢指標値より振動特性を表す重回帰モデルを示した。

研究成果の概要(英文)：The purposes of this study are to carry out vibration experiments with Japanese subjects, to obtain vibration characteristics from the experiments and to develop a human model which is capable of describing the vibration characteristics. Our final goal in the future is to obtain adult standard vibration characteristics of Japanese. First, we defined posture indexes which are values to quantify subject's seated posture. The posture indexes were calculated based on measurements of subject's body. It was shown that the posture indexes describe subject's seated postures well. Next, we obtained the vibration characteristics from the experiments and investigated relations between the posture indexes and the vibration characteristics. It is found that specific values of the posture indexes and some of the vibration characteristics have strong correlations. By using the correlations, we developed a multiple regression model which calculates the vibration characteristics from the posture indexes.

研究分野：人体振動

キーワード：人間機械システム 全身振動 人体振動特性 着座姿勢 加速度伝達率 駆動点動質量 モデル

1. 研究開始当初の背景

長時間振動に暴露するトラック等の職業ドライバー、激しい振動に暴露する建機等のオペレータの様な全身振動に暴露する労働者の疲労や腰痛などの一因として、暴露する振動が考えられるが、その因果関係は必ずしも明らかではない。全身振動の人体への振動影響を考えると、最も基本的なものとして人体の振動特性（固有振動数・共振倍率などの動特性）がある。これは人体がそもそも構造的に持つ揺れ方を表すものであり、人体の加速度振動伝達率（人体応答加速度/入力加速度）や駆動点動質量（加振点での力/加速度）などの周波数との関係で示す周波数応答関数を元としている。国際規格 ISO5982 では、座位人体の頭部伝達率と駆動点動質量の標準値を規定し、両者を表現可能な 3 自由度の人体モデルを提案しているが、主にヨーロッパでの研究が元になっており、日本人やアジア人種に当てはまらない可能性が、過去の我々の研究などにより示唆された。ISO 規格は工業製品の世界標準であるため、日本の実情に合わない一方的な規格では日本工業製品の国際競争力低下を招く可能性が危惧され、日本からの ISO への様々な働きかけは近年特にその重要性を増している。

しかし、日本ではこの基本的な部分でさえ、研究が少なく日本人を代表しているとは言えない。また、従来伝達率や動質量は、全被験者データの周波数毎の平均値が主に用いられてきた。しかし、共振ピークが周波数においてばらつく場合には、平均化によりその振幅が相殺される傾向があることが指摘され、代表値をどのように抽出するかといった議論が起きている。

2. 研究の目的

以上の様な背景を元に将来的に日本人の成人標準振動特性を把握する事を最終目的に、本研究では日本人を被験者とした振動特性の測定を行い、人体振動特性の代表値を検討することを第一の目的とし、特に姿勢と振動特性の関係に着目し、グループ分けによる複数の代表値による標準化という考え方を導入し、脊椎形状に着目したグループ分けを検討する。またその結果を元に人体モデルの雛形を構築する事を第二の目的とする。将来的には国際規格に日本人の振動特性を反映させ、また自動車や、労働現場で使用される農機・建機、また人体と直接接触するシート等の設計時に、人体の振動特性を客観的に考慮する事が出来る様な、また産業衛生の面から振動の労働者への影響を客観的に評価できる様な標準データを提供するものになると期待できる。

3. 研究の方法

(1) 被験者の姿勢の指標値の検討

被験者の姿勢（脊椎形状）を表現するための指標値を、外部からの写真撮影、MRI 画像、

ISO のテクニカルレポートなどを参考に決定し、その測定方法を検討した。

次に、3 通りの人体の加振実験を行い、人体の振動特性を測定すると共にその時の着座姿勢を(1)で決定した方法で測定した。これらのデータを基に、代表値や振動特性と姿勢の関係を検討した。

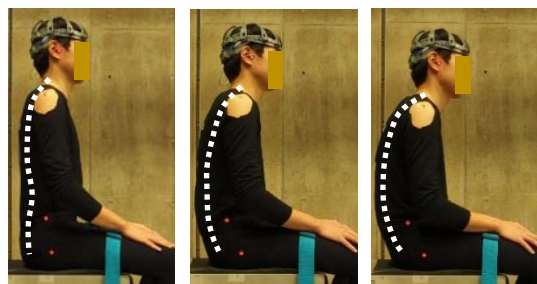
(2) 基本加振実験

基本加振実験として、多数の被験者に対して加振実験を行い、その時の着座姿勢も測定し、代表値や被験者間の振動特性の差異を検討した。被験者を加振台上に取り付けた剛体シートに着座させ加振実験を行った。入力は座面上の鉛直方向の加速度とし、座面上に加速度計を取り付け測定した。3 軸加速度計を 3 個取り付けたヘッドギアを用いて頭部の加速度を測定し、座面上の入力加速度に対する加速度伝達率（以下、伝達率）を得た。頭部を剛体と仮定することで、合計 9 つの並進伝達率から頭部の並進 3 方向、回転 3 方向の計 6 方向の伝達率を得た。同時に剛体シート上に取り付けたフォースプレートで座面に対する人体の荷重反力を測定し、駆動点動質量（以下、動質量）を得た。加振条件は 2~30 [Hz] のランダム波で鉛直方向加振し、加振振幅は座面上の加速度で 1.0 [m/s² in r.m.s.] とした。被験者は成人男性 20 名、身長 174±5 [cm]、体重 65±8 [kg] であった。

着座姿勢は図 1 に示す背筋を伸ばした直立姿勢(a)と、体の力を抜いて楽にしたリラククス姿勢(c)の 2 種類とした。また、加振直前に 2 台のカメラで着座姿勢を撮影し、画像解析を行うことで指標値に用いる測定点の三次元座標を得た。その座標を基に着座姿勢の指標値を算出した。以上の測定を各姿勢で 3 回行い、測定時の再現性を確認した上で、測定値の平均を被験者の実験結果とした。

(3) 詳細加振実験

次に詳細加振実験として、被験者の姿勢変化による振動特性の変化をより詳細に検討するために、少人数の被験者に対して、より細かい姿勢変化、人体各部の応答の測定を行う詳細な加振実験を行い、(2)基本加振実験結果との比較を行った。(2)基本加振実験と同様に、被験者の頭部の伝達率及び動質量を測定すると共に、同時に脊柱上の第 7 頸椎



(a)直立 (b)中間 (c)リラククス

図 1 被験者の姿勢

(C7), 第3胸椎 (T3), 第7胸椎 (T7), 第1, 3, 5 腰椎 (L1, L3, L5), 骨盤付近の上前腸骨棘 (ASIS), 大転子 (GT) の計 8 ヶ所の体表面に 3 軸加速度計を取り付け, 並進 3 方向の座面に対する伝達率を測定した. 着座姿勢は(2)の 2 姿勢の他に, 肩峰の高さを意図的に調整する中間姿勢(図 1(b))を設け, 姿勢変化を広範囲に, かつ全体的に計 8 回測定した. 本実験では同一姿勢をすることが困難だと考え, 再現性の確認は行わない. 被験者は成人男性 3 名, 身長は 177 ± 4 [cm], 体重は 70 ± 10 [kg]であった. その他の実験条件は(2)と同様であった.

(4) 水平方向加振実験

最後に水平方向加振実験として, 水平方向(前後, 左右)の各 1 方向の入力に対して(2)基本加振実験と同様の実験を行い, 少人数の被験者ではあったが, 振動特性と姿勢の関係を検討した. (2)と同様の加振実験を, 鉛直方向の他にも, 水平方向(前後, 左右)各 1 方向の加振で行った. 加振波形は鉛直方向においては $1 \sim 30$ [Hz]のランダム波, 水平方向においては $1 \sim 20$ [Hz]のランダム波とした. また, 着座姿勢は(3)詳細加振実験と同様に直立姿勢, リラックス姿勢, 中間姿勢の 3 種類とし, それぞれ 1 回づつ測定した. その他の実験条件は(2)と同様とし, 被験者は成人男性 3 名, 身長 177 ± 7 [cm], 体重は 73 ± 3 [kg]であった.

4. 研究成果

まず, 本研究では振動暴露時の被験者の姿勢を把握することが必要であるため, 被験者の姿勢を表現する指標値を定義した. この指標値を用いて実験時の被験者の姿勢を表現できることを示し, その有用性を確認した.

次に, 基本加振実験の結果から, 振動特性の代表値について, 従来通りに得られた全被験者の平均値を用いる方法, その他の検討を行った. その他の方法として, まず被験者をグループ分けしグループ毎の代表値を得ることで, 全被験者の代表値よりも適切な振動特性の代表値が得られると考えグループ分けについて検討した. 申請時に考えていた直立時とリラックス時の 2 姿勢での振動特性の変化量によりグループ分けを行うと言う方法は, 必ずしも明確にグループ分け出来ず, 適当でないことがわかった. そこで更に他のグループ分け等の検討を行った結果, 代表値として単純な全データの平均値より適当なものが見いだせなかった. また, 実験より得られた個人の伝達率などにモード解析を行い固有値(固有振動数や固有モード等)を先に求めてから, 全被験者の平均値をとる方法についても検討したが, 頭部の測定点のみではデータが足りずに思っていた様にモード解析自体を行うことが困難なデータが多く, 得られた固有値に信憑性がないものになってしまうことがわかり, これを補うためには

人体の各部位での振動測定が必要であり, 多数の被験者での実験は難しいものとなる. 以上から本研究では代表値としては従来通りの平均値を用いることとした.

これらの検討の過程で, 振動特性として 1 次共振に着目すると, その周波数, 及び振幅については特定の姿勢指標値との相関が高いことが分かり, 被験者の着座姿勢により振動特性が一意的に決定している可能性が示唆された. これは, グループ化を行うことは(複数ではあるが)あくまで代表値であるのに対して, 個別の振動特性を表現できる可能性があると言うことであり, ちょうど ISO においても, 姿勢と振動特性の関連に関して, 振動暴露時の作業姿勢や作業者の特性などに合わせて, 代表値とせずモデルを細かく変更すると言う考え方が提案されて来ており, この流れに合致する考え方であるため, 本研究でも被験者の姿勢と振動特性の関係を検討し, 個別の状況に対応できるものとするのが有用と考えて, 姿勢(矢状面内の姿勢)変化と振動特性(伝達率と動質量の各 1 次共振に着目)の関係の把握に重点をおき, 基本加振実験の結果の検討, および詳細加振実験の実施により, 代表値よりもその関係に基づいた個人の振動特性の把握を重視し研究を進めた. また, それに伴い振動特性を表現するモデルに関しても, 代表値を表現できるモデルと言う当初の考え方を変更し, 得られた姿勢と振動特性の関係から, 振動暴露時の姿勢から振動特性を推定する重回帰モデルとすることとした. 以上は, 主に鉛直方向の振動入力について検討し, 水平方向の振動入力に対しては鉛直方向と同様な考え方での可能性の検討に留まった.

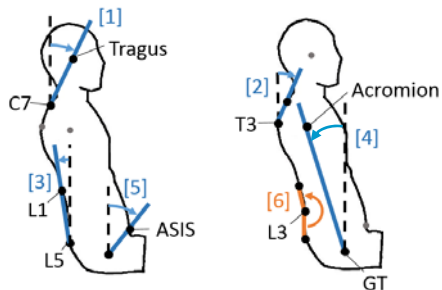
今後は, 被験者を増やし重回帰モデルの精度をあげると共に, 1 次共振以外においても伝達率や動質量を表現可能なモデルの検討を進めていくことで, より様々な場合に適用できるモデルになると考えられる.

(1) 着座姿勢の指標値

被験者の姿勢を表現するための指標値について, 外部からの写真や MRI 画像の比較なども行ったが, 加振実験時の着座人体の人間工学に基づいた姿勢表記に関するテクニカルレポート (ISO/TR 10687)^①が本研究開始と前後して ISO から発行された. このレポートは, 従来加振実験時の着座姿勢に関する明確な規定がなく, 曖昧であった実験時の姿勢表記に関するテクニカルレポートであるため, これを基にした指標値は, 今後の他の研究との比較や, ISO への意見発信が容易になると考えられる. そこで, 本研究では, 矢状面(人体を横から見た面で, 脊椎を通る面)での脊柱の屈伸, 湾曲度合いに着目し ISO のテクニカルレポートを基に指標値を定義した. しかし, 頭部, 体幹の位置, 骨盤の回転の表現が不可能であるため, 体幹前傾姿勢についての研究^②を参考に指標値を新たに加え,

計 6 種類の指標値を定義した. 図 2 にこれらの指標値を示す. [1]頸椎傾斜を耳珠 - 第 7 頸椎線で表す. 測定点を結ぶ直線と鉛直線のなす角を指標値とし, 前方に傾く方向を正, 後方に傾く方向を負とする. その他の傾斜の指標値も同様に扱い, [2]胸椎傾斜は第 7 頸椎 - 第 3 胸椎線, [3]腰椎傾斜を第 1 - 5 腰椎線, [4]体幹傾斜を肩峰 - 大転子線, [5]骨盤傾斜を上前腸骨棘 - 大転子線で表す. [6]腰椎湾曲は第 1 - 3 腰椎線と第 3 - 5 腰椎線のなす角とする. 第 1, 3, 5 腰椎が一直線上になる時を 180° とし, 猫背となる前傾姿勢では 180° 以下, 後ろに反った姿勢では 180° 以上とする. なお, 6 つの指標値には識別を容易にするために, 図 2 に示すように傾斜を表す指標値を脊柱の上方から順に [1]~[5], 腰椎湾曲を [6]とした.

図 3 に 3(2) 基本加振実験での 2 姿勢の全被験者の着座姿勢の指標値の平均値と標準偏差を示す. これを見ると, [4]体幹傾斜より, 直立姿勢では指示通りに体幹を鉛直に保っているだけでなく, リラックス姿勢でも [4]体幹傾斜をほぼ鉛直に保っていることが分かる. この理由として各指標値を見ると, リラックス時には [5]骨盤傾斜が負値になっていることから骨盤を後方に回転させ, 腰椎部が後ろに傾き ([3] 腰椎傾斜が負値), 脊柱の前方への湾曲度合いが増加した ([6]腰椎湾曲が 180 度以下) が, 頸椎部や胸椎部を前方に傾け ([1]頸椎傾斜, [2]胸椎傾斜が大きくなっている) 体幹のバランスを維持したためと推測できる. また, 着座姿勢変化による各指標値の変化の大きさに着目すると, [2]



C7: 第 7 頸椎, T3: 第 3 胸椎, L1: 第 1 腰椎, L3: 第 3 腰椎, L5: 第 5 腰椎, Tragus: 耳珠, Acromion: 肩峰, GT: 大転子, ASIS: 上前腸骨棘

図 2 着座姿勢の指標値

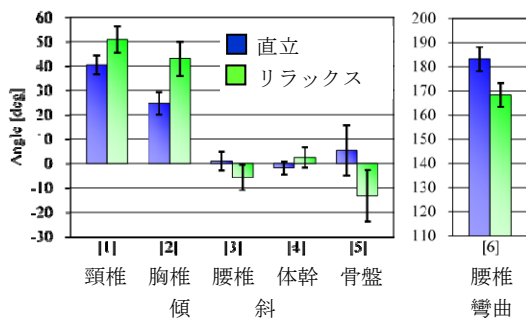


図 3 着座姿勢と指標値の測定結果

胸椎傾斜, [5]骨盤傾斜, [6]腰椎湾曲に顕著な変化があることが分かる. 以上のように定義した指標値やその変化を見ることで, 実験時の姿勢や姿勢変化を定量的に表現でき, また, どこがどのような状態であるのか, どう変化させているのかを把握することが確認でき, 有用であると考えられる.

(2) 平均値による代表値

鉛直方向の振動入力に対して, 入出力が鉛直方向の伝達率 (以下, 鉛直伝達率) と動質量, 及び出力がピッチ回転方向の伝達率 (ピッチ伝達率) を対象とし, 共振峰で振幅が最大となる周波数を共振周波数そのときの振幅を共振振幅とする. 図 4 に鉛直伝達率と動質量の全被験者 20 名の平均値と標準偏差を示す. 位相は省略する. 鉛直伝達率は両姿勢とも 2 つの共振峰が確認できる. 1 次共振では直立姿勢に比べ, リラックス姿勢での共振周波数がやや低く, また共振振幅が 1.5 倍ほど大きい. 動質量は 1 つの共振峰が確認でき, 共振周波数は伝達率と同様にリラックス姿勢の方が低い, それ以外に 2 つの姿勢に顕著な差異はなく同様な傾向を示している.

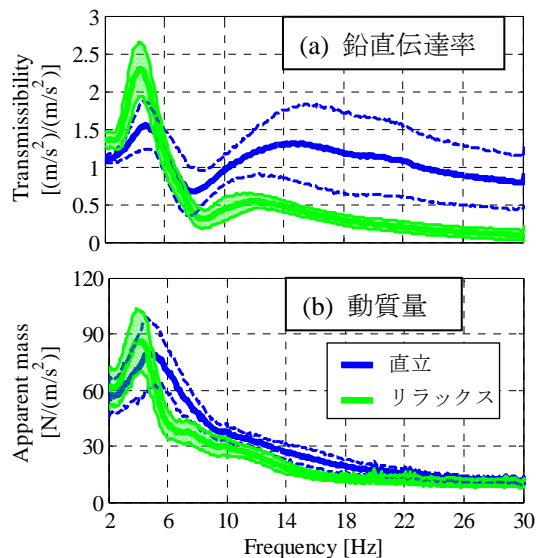


図 4 振動特性の平均値と標準偏差

(3) 姿勢と振動特性の関係と重回帰モデル

被験者数 20 名 \times 2 姿勢 = 40 点の実験データについて重回帰分析を行った. 説明変数は着座姿勢の指標値 6 個と身体的特徴である身長, 体重, BMI の 3 個を加えた計 9 個を候補とし, 変数増減法を用いて変数選択を行った. 採用された説明変数を用いた重回帰式は以下の様になった. まず共振周波数に関しては, y_{f1} , y_{f2} , y_{f3} をそれぞれ鉛直伝達率, ピッチ伝達率, 動質量の共振周波数とすると,

$$\begin{aligned}
 y_{f1} &= 0.016x_5 + 0.037x_6 - 0.022x_8 - 0.130 & (i) \\
 y_{f2} &= 0.072x_6 - 0.030x_8 - 5.048 & (ii) \\
 y_{f3} &= 0.020x_5 + 0.051x_6 - 0.023x_8 - 2.544 & (iii)
 \end{aligned}$$

残った説明変数 x_5, x_6, x_8 はそれぞれ[5]骨盤傾斜, [6]腰椎湾曲, 体重である. それぞれの重相関係数(重回帰式の当てはまり度合い)は, 鉛直伝達率 0.86, ピッチ伝達率 0.90, 動質量 0.92 と高い結果となった. 偏回帰係数(各説明変数の係数)で確認すると, [6]腰椎湾曲では腰椎の湾曲度合いが増すと各共振周波数が減少し, 体重が増加すると共振周波数が減少することを示している. 標準偏回帰係数(偏回帰係数を元に偏回帰係数同士の比較を行えるようにした値, 大きい方が影響大)を比較すると, 各共振周波数で最も重要度が高い説明変数は[6]腰椎湾曲であった. このことより, 共振周波数は主に腰椎の湾曲度合いによって決定されると考えられる. また, 被験者間の違いを表すには体重が有効であることが示唆された.

同様に共振振幅に関しては, y_{a1}, y_{a2}, y_{a3} をそれぞれ鉛直伝達率, ピッチ伝達率, 動質量の共振振幅とすると,

$$y_{a1} = 0.025x_2 - 0.014x_5 + 0.010x_8 + 0.507 \quad (\text{iv})$$

$$y_{a2} = -0.262x_3 - 0.291x_6 + 65.836 \quad (\text{v})$$

$$y_{a3} = -0.260x_5 + 1.748x_8 - 24.000 \quad (\text{vi})$$

残った説明変数 x_2, x_3, x_5, x_6, x_8 はそれぞれ[2]胸椎傾斜, [3]腰椎傾斜, [5]骨盤傾斜, [6]腰椎湾曲, 体重である. それぞれの重相関係数は, 鉛直伝達率 0.87, ピッチ伝達率 0.67, 動質量 0.93 とピッチ伝達率の振幅は低めであるがそれ以外は高い結果となった. 標準偏回帰係数で確認すると, 各共振振幅で最も重要度が高い説明変数は異なり, 鉛直伝達率では[2]胸椎傾斜, ピッチ伝達率では[6]腰椎湾曲, 動質量では体重であった. 以上より, 姿勢と共振振幅との関連性は共振周波数との関連性と傾向が大きく異なることがわかった. また, 各共振振幅で見ても関連性のある説明変数は異なり, 共振振幅については個別に考える必要があることが分かった.

更に, 被験者の姿勢変化による振動特性の変化をより詳細に検討するために, 複数の着座姿勢での詳細加振実験を行い, 上記の着座姿勢と振動特性の関連性が特定の被験者の複数の着座姿勢に適用可能であるかを検証した. 着座姿勢と振動特性の関連性を表す重回帰式(i) ~ (vi)に, 本詳細加振実験の全被験者 3 名の全 8 姿勢(測定)について合計 24 点の実験データを適用し共振周波数及び共振振幅を計算した. その時の各重相関係数を確認すると, 若干下がるものもあるもののほぼ同程度であり, これらの回帰式を適用しても妥当な結果が得られると考えられる. しかし, 重回帰式の若干精度の低下(最大 0.07 程度)は, 基本加振実験と本実験の姿勢指標値をそれぞれ検討したところ, その要因の一つは骨盤傾斜にありそうであることがわかった. 基本加振実験では 2 姿勢に限定していることから, 被験者間で姿勢が類似した状態になりやすく, 骨盤傾斜の他の指標値との相

関が本実験での相関より高くなったためではないかと推測された. そこで, 再度基本加振実験の実験データ 40 点(被験者数 20 名 × 2 姿勢)に本実験データ 24 点(被験者数 3 名 × 8 姿勢)を加え合計 64 点のデータを用いて重回帰分析を行って, 採用される説明変数に違いが出るかを検討した. その結果, 各共振周波数は振動特性に関わらず[5]骨盤傾斜, [6]腰椎湾曲, 体重を用いることで精度よく表現可能であった. また, 共振振幅については, 鉛直伝達率が[2]胸椎傾斜, [5]骨盤傾斜, 体重を説明変数にすることで表現可能であり, ピッチ伝達率及び動質量は説明変数の一部が変更されるが, 最も重要度が高い説明変数に変化はなかった. 従って, (i)~(vi)の振動特性を表す重回帰式は全被験者の全着座姿勢に対して概ね適用可能であると考えられ, 上述の様に説明変数の選択などまだ改良の余地は十分にあるものの, これらを重回帰モデルとすることで, 着座姿勢から振動特性を推測可能であることを示した.

(4) 人体各部の振動特性

詳細加振実験では, 頭部の伝達率, 動質量の他に身体上の複数箇所において伝達率を測定し, 着座人体の振動特性を更に細かく検討した. 図 5 にある被験者の測定点 3 ヶ所の鉛直伝達率を示す. 代表的な測定点として, 頭部, 第 7 頸椎 (C7), 第 5 腰椎 (L5) を示す. 図中の着座姿勢は全 8 回の測定の内, 肩峰の位置が異なる 3 姿勢である. 第 7 頸椎で

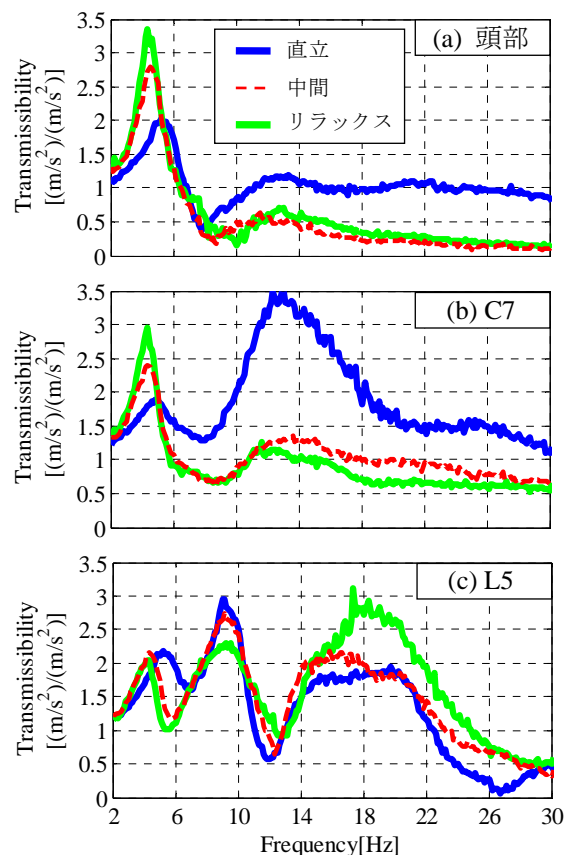


図 5 人体各部の鉛直伝達率

は直立姿勢の2次共振振幅が他姿勢と比べ顕著である。また、第5腰椎のみ3つの共振峰が現れた。しかし、身体各部の1次共振周波数はリラックス姿勢が最も低く、直立姿勢とリラックス姿勢の間に中間姿勢のピークが存在し、着座姿勢に対応して振動特性が徐々に変化すると考えられる。また、姿勢毎にほぼ同一な周波数に現れる。他被験者及び他姿勢についても同様の結果が得られた。

(5) 水平方向の振動特性

水平方向加振に対しては、被験者数が限られてしまったため、代表的なある被験者の水平方向加振時の伝達率、動質量を図6に示す。全ての伝達率、動質量について、鉛直方向加振時より低い周波数領域で振動特性が現れる。前後方向加振時では2Hz程度に、左右方向加振時では1.5Hz程度に大きな共振峰が1つ確認できる。しかし、共振ピークの特徴が難しい被験者もいた。鉛直方向加振時と同様に、姿勢の変化によって水平方向の振動特性がどのように変化するかを、各1次共振に着目して検討した。共振周波数に関しては、有意な関係性は見られなかったが、共振振幅については、指標値と関係がありそうな特性がいくつかあった。しかし、やはり被験者数が少ないため、現時点では鉛直方向の結果の様に明確なことは言えず、今後被験者数を増やし鉛直方向と同様の検討を進めていく予定である。

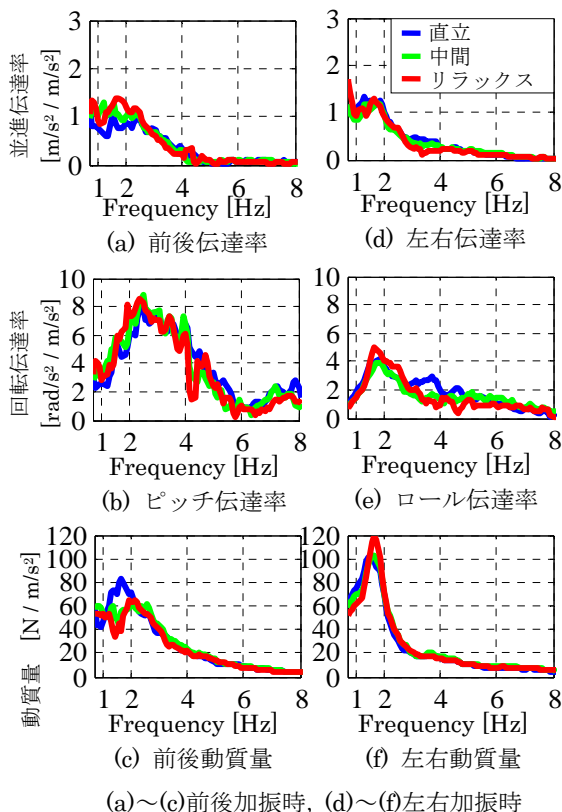


図6 水平方向入力に対する振動特性

<引用文献>

① International Organization for Standardization, Mechanical vibration - Description and determination of seated posturers with reference to whole-body vibration, 2012, ISO/TR 10687.
 ② 丸田和夫 他, 骨盤傾斜が座位における体幹前傾動作時の脊柱起立筋および腹直筋活動に及ぼす影響, 川崎医療福祉学会誌, Vol.15, No.2, 2006, 463-469.

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計1件)
 ① 逢坂 政夫, 玉置 元, 吉村 卓也, 着座姿勢に着目した人体振動特性の把握, 日本機械学会論文集, 査読有, C編, 79巻, 801号, 2013, pp.1406-1414, DOI:10.1299/kikaic.79.1406.

[学会発表] (計5件)

① 逢坂 政夫, 着座人体の姿勢パラメータと振動特性の関連性, 日本機械学会, シンポジウム: スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス 2013, 2013年11月2日, 工学院大学(東京都新宿区).
 ② Masao OSAKA, Relation between Vibration Properties of Human Body and Seated Postures, 5th International Conference on Whole Body Vibration Injuries, 2013年6月6日, アムステルダム(オランダ).

6. 研究組織

(1) 研究代表者

玉置 元 (TAMAOKI Gen)
 首都大学東京・理工学研究科・助教
 研究者番号: 60315752

(2) 研究分担者

吉村 卓也 (YOSHIMURA Takuya)
 首都大学東京・理工学研究科・教授
 研究者番号: 50220736