

平成 28 年度 中小企業における健康確保・災害防止に関する調査研究報告書

退職後の健康な生活を目指した動作設計に関する調査研究

研究者：大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 大野ゆう子  
共同研究者：大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 山田 憲嗣  
大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻 丁 憲勇

## 要旨

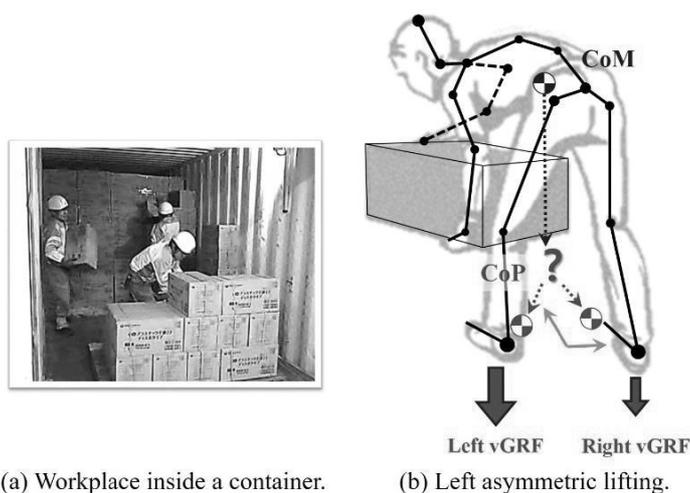
平均寿命が 80 歳を超える現在、定年退職後も 20 年以上の生活を健康に過ごせるか否かは、医療費だけでなく生活の質を考える時に大きな問題となる。定年後の健康を考える際に、まず、定年まで元気に働けることが重要であり、そのために職場での体の動かし方から体調不良を反映した動作やリスクを高める動き等を早期に発見、修正することが重要となる。本研究では、物流現場において熟練した 10 人の熟練者（グループ 1）と経験の少ない 5 人の非熟練者（グループ 2）における非対称な持ち上げ動作：manual material handling (MMH) の違いを分析し、改善方向を検討した。方法：被験者は、閉眼で非対称持ち上げ実験を行った。実験には荷重（6kg と 18kg）を用い、床においてある荷重を持ち上げて左側に移動する動作を検討した。Wii バランスボードを用いて垂直接地反力（vGRF）の時系列データを測定し圧力中心（CoP）軌跡を算出した。Wii バランスボードは安価で持ち運びが容易で、屋外や流通作業現場でも良好な再現性が得られた。結果・考察：18kg の負荷では、グループ 2 の CoP は、左への非対称持ち上げでは同じ側（左側）に位置した。しかし、グループ 1 は左非対称持ち上げ時には反対側（右側）に CoP が位置した（ $P < 0.001$ ）。6kg の荷重の下では、グループ 2 の大部分の被験者で CoP 位置が反対側（ $P < 0.001$ ）に位置することが観察された。シミュレーションおよび筋電図計測結果から、2 つのグループ間の CoP 位置の違いが股関節位置の違いに起因すると推測された。

### 1. はじめに

平均寿命が 80 歳を超える現在、定年退職後も 20 年以上の生活を健康に過ごせるか否かは、医療費だけでなく生活の質を考える時に大きな問題となる。定年後の健康を考える際に、まず、定年まで元気に働けることが重要であり、そのために職場では毎年の健康診断という健康チェックの機会を提供している。しかし、運送業や看護・福祉事業においては、仕事上での体の動かし方、動作の仕方が健康には大きな影響を持つ。体調不良を反映した動作やリスクを高める動き等を早期に発見、修正して、定年まで、そして退職後まで健康に過ごすことは、すべての就業者の望むところである。

本研究では、モノを持ち上げる動作：manual material handling(MMH) に注目し、ベテランと非熟練者との動作の違いを分析し、現在または将来における歩行障害や腰痛リスクを検出できる安全評価システムの構築を目指した。

良好な姿勢は背中への痛み、腰痛などを軽減するのに役立つため、物流現場では、非対称的な持ち上げ動作（体をひねって荷物を置くなど）における良好な MMH を行うことが重要である[1]～[5]。MMH と腰椎の圧縮力およびせん断力との間には多くの報告がある [6]～[10]。さらに、荷重持ち上げ時の姿勢制御の重要性が示唆されている研究もある[11]～[15]。また、仕事関連の腰部損傷と筋肉反応との関係を分析している報告もある[16]～[20]。非対称持ち上げ中の腰椎の圧縮力およびせん断力に関する最近のトピックは、腰部への負担がどのくらい大きくなっているかという問題である。動作における胴体の角度測定、生体力学モデル、筋電図（EMG）の分析結果に基づいて、非対称持ち上げ中にかなり大きな力が腰椎に作用するとの報告がある。腰の負担が増す条件下で、非対称持ち上げの際に、物流現場で働く熟練者と技術が未熟な非熟練者の間に MMH に違いがあるかどうかの検討、さらに違いがある場合に熟練者の MMH 特性によって負担が軽減されるかどうかの検討は重要である。



**FIGURE 1. (a) Logistics workplace and (b) relationship between CoM, CoP, and vGRF during asymmetric lifting.**

Fig. 1 は、2 フィート空間のコンテナ内で作業している物流現場 (a) と、非対称持ち上げ時の質量中心 (CoM)、圧力中心 (CoP)、および垂直接地反力 (vGRF) の関係 (b) を示したものである。一般的に、1～2 人の熟練者で構成されたチームが 1 つのコンテナを担当している。コンテナ内の熟練者は Fig. 1(a) に示すように、パレット上にボックスを並べ替えていく。コンテナの外のフォークリフトはパレットを倉庫に運んでいく。箱を持ち上げる頻度は 30 秒あたり 1 回で、コンテナのサイズにかかわらず、2～3 時間以内にコンテナを空にする必要がある。夏にはコンテナ内の温度は 40℃ 以上となるので、いわゆる重労働となる。一般的に非対称持ち上げ動作は、Fig. 1 (b) に示すように、荷重

(荷物) を体をひねって左から右 (または逆) に動かして並べ替えていく MMH タスクである。CoP の位置は、CoM を含む上体パラメータに依存する。例えば、左非対称持ち上げ時に上体が同じ側 (左側) に傾くなど (Fig. 1 (b)) のように vGRF の不均衡が予想される。本研究では、左非対称持ち上げ中に熟練者において CoM が同じ側に傾くかどうか検討する。しかし、物流現場で CoM 位置の直接測定は困難であるため、間接的に CoM 位置の代わりに CoP 位置を測定する [22]。実際、従来のセンシングシステムでは、作業者の体重、作業負荷と作業者の荷重との距離の関係で CoM の位置を連続的に測定することは困難と考えられている [23] [29]。

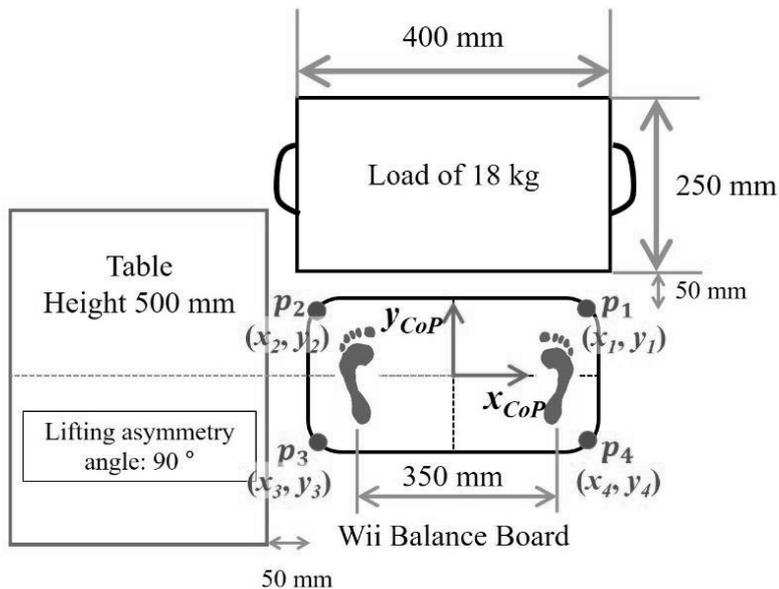
以上より、本研究では、非対称持ち上げに経験豊富な熟練者 10 人 (グループ 1) と経験のない未熟な非熟練者 5 人 (グループ 2) の間の MMH の違いについて vGRF を基に検討することとした。具体的には、Wii バランスボード (WBB) を使用して、2 つの異なる負荷条件 (荷重の軽重) で vGRF の時系列データを測定した。測定に使用した装置は、安価で持ち運びが容易で、屋外など埃があるような作業現場でも良好な再現性が得られた。結果は、グループ 2 の CoP 位置は、左非対称持ち上げ時は同じ側に位置していたが、グループ 1 では左非対称持ち上げ時には反対側に位置していた ( $P < 0.001$ )。シミュレーションおよび筋電図測定結果に基づき、我々は 2 群間の CoP 位置の差が、股関節位置の差に起因し得ると推測した。腰部の負担を軽くするために、熟練者は CoP ポジションが非対称持ち上げの反対側に位置するように腰を動かしていると結論づけた。

本報告では、次節で vGRF と CoP の位置の測定に基づいて、熟練した熟練者と未熟な非熟練者間の非対称持ち上げ動作の差異を分析する方法を提案し、第 3 節では実験結果について述べる。第 4 節ではシミュレーションと筋電図の結果に基づいて CoP の位置を変更するために熟練者がとっている方法を明らかにし、5 節で結論を述べる。

## 2. 方法

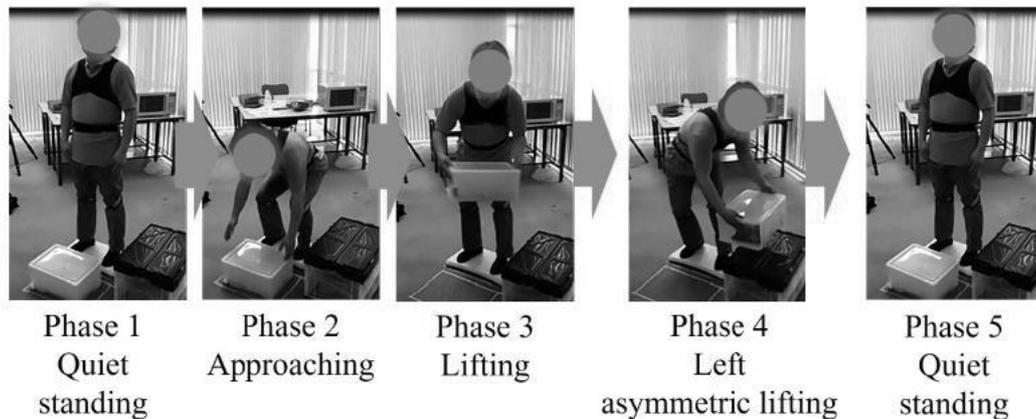
### 2. 1 被験者と実験方法

A 運輸会社で実務経験 10~30 年の熟練熟練者 10 人 [40] と、未熟な非熟練者としては実務経験のない大学生 5 人の合計 15 人を被験者とした。いずれのグループの被験者も、背部、腰部または下肢に疾病はなく、服薬もしておらず、立位バランス等に影響を及ぼすような神経学的疾患の既往がある者はいない。なお、両群間に BMI の有意な差は見られなかった。なお、本研究は大阪大学医学部附属病院の倫理審査の承認を受けている。



**FIGURE 2. Schematic of experimental environment used to measure vGRFs between two feet and calculate CoP position during asymmetric lifting.**

Fig.2 に実験条件を示す。全員について同じ条件で実験を行い、両群間の MMH の差を分析した。Fig.3 は、非対称持ち上げ動作の過程を示しており、全部で5フェーズからなる動作である。フェーズ1は5秒間静止状態を保ち、これをキャリブレーションに使用した。フェーズ2は、正面に置かれた荷重を持ち上げるために近づく状態とした。フェーズ3では6kgまたは18kgの荷重を持ち上げる動作、フェーズ4では持上げた荷重を左側に動かして置くまでの動作で、フェーズ5はその後の静止状態である。各被験者について、同じ条件下で3回実験を行った。実験中、視覚フィードバックが姿勢のバランスに及ぼす影響を排除するために、すべての被験者は閉眼するよう指示されたが、これは視覚関連皮質が身体の安定性に寄与するという先行研究[41]によっている。



**FIGURE 3. Pictorial representation of different phases of experimental procedure during asymmetric lifting.**

## 2. 2 計測システム

人間の姿勢や歩行の定量化研究において、CoM と CoP はポイントとなる指標である [22]。CoP は、全身姿勢を特徴づけるものであり、身体姿勢制御の特性値と言える。CoP の位置は、体の重心を地面上に垂直投影したものである。全身 CoM の位置決定には、身体各部分の位置と質量、ならびに MMH における負荷重量の影響を知ることが必要である。しかし、これらのデータは、姿勢や歩行実験で得ることは難しいため、CoM の位置を直接決定することはできない [21]、[22]、[30]、[31]。しかし、CoP の位置はフォースプレートなど圧力センサから直接得ることができる [22]。

Fig.2 は、今回の実験の概略図である。非対称持上げ動作中、一辺 2 フィートの空間での vGRF を計測し CoP 位置を計算する。実験システムは、CoP 位置と vGRF を測定するための WBB と、データを保存し分析するコンピュータ、さらに 6kg と 18kg の荷重物体の 3 つの機器から構成される。WBB (23×43cm) は、体重 136kg までの人を計測できるように設計されている。データは Bluetooth によりコンピュータに転送される。計測精度としては、もっと大きな通常の圧力センサと同等以上という報告がある [32]。一軸力トランスデューサのストレインゲージ 4 つからなる力センサ、その微細な変化を回転運動に変えてどれだけ回転したかを光センサで検出する仕組みで、ノイズレベル約 ±0.5 mm の精度で CoP を線形に計測できると報告されている [34] [35]。WBB はもともとテレビゲームのコントローラとして設計されていたが、CoP の位置を評価するためのツールとしても実績があり、正確で信頼性の高いことが確認されている [36]。結果として、WBB は、ポータブル、安価であり、広く利用可能なバランス評価システム環境を提供している。いくつかの研究 [36]～[38] は WBB の有効性と実験再現性が高いことを

実証している。これらの研究では、CoP の位置を測定し、得られたデータを従来の実験用グレードのフォースプレートを用いた計測結果と比較しており、WBB が信頼性が高く、一貫して再現可能なデータを提供することを報告している。このように WBB を用いた CoP 位置の分析は信頼性が高く、作業現場でも WBB を使用できる可能性が確認されたため、実用を視野に入れた本研究としては WBB を採用した。

### 2. 3 vGRF と CoP の計測方法

WBB には、Fig.2 に示すように 4 つの圧力センサが設置されている。4 つの圧力値  $p_1, p_2, p_3, p_4$  を用いて、4 つのセンサ上の人体重量のパーセンテージを決定した。

$$\begin{aligned} vGRF_{p_1} &= \frac{p_1}{W_B} \times 100 [\%] \\ vGRF_{p_2} &= \frac{p_2}{W_B} \times 100 [\%] \\ vGRF_{p_3} &= \frac{p_3}{W_B} \times 100 [\%] \\ vGRF_{p_4} &= \frac{p_4}{W_B} \times 100 [\%] \end{aligned} \quad (1)$$

ここで、 $W_B$  は静かに立っている時（フェーズ 1）の人間の体重を表す。非対称持上げ動作の間、各点の体重のパーセンテージの変化から各方向の vGRF を測定した。 $W_B$  は、WBB によって以下のように求められる。

$$W_B = p_1 + p_2 + p_3 + p_4 [\text{kg}] \quad (2)$$

一般に、ゼロモーメント点は CoP と等しいと考えられる[39]。あらかじめ 4 つの圧力センサの位置情報を知っていれば CoP の位置を計算することができる (Fig.2)。CoP 位置 ( $x_{CoP}, y_{CoP}$ ) は、以下のように計算される[21]、[22]、[36]、[39]：

$$\begin{aligned} x_{CoP} &= \frac{\sum_{i=1}^4 (p_i \times x_i)}{\sum_{i=1}^4 (p_i)} [\text{mm}] \\ y_{CoP} &= \frac{\sum_{i=1}^4 (p_i \times y_i)}{\sum_{i=1}^4 (p_i)} [\text{mm}] \end{aligned} \quad (3)$$

ここで ( $x_i, y_i$ ) は (215,118.5)、(-215,118.5)、(-215, -118.5)、(215, -118.5) ( $i = 1,2,3,4$ ) である。すべての測定データは、サンプリング間隔 20ms でコンピュータに保存された。非対称持上げ動作中の、前後方向 (anteroposterior: AP) 方向の CoP 軌跡を  $y_{CoP}$ 、内外側 (mediolateral: ML) 方向の CoP 軌跡を  $x_{CoP}$  とした。CoP データから CoM 位置を推定するための多くの方法が提案されている[21]、[35]、[39]。もっとも基本的なアプローチ

では、CoM の床への垂直投影は、CoP と一致すると仮定する。しかし、この仮定は身体が静止している場合にのみ当てはまるもので、実際には、静かに立っている間も身体は揺れるため、一般的には間違っている。したがって、非対称持上げ動作中に CoP が CoM の垂直投影であると考えすることは難しい。本研究では、CoP が CoM の垂直投影の周りに位置すると考えた。例えば、測定された CoP が、左非対称持上げ動作中に左側に位置する場合、CoM も同じ側に位置すると考えた。

### 3. 結果

#### 3. 1 $vGRF_{p_i}$ ( $i=1,2,3,4$ ) の結果

Fig.4 は、非対称持上げ中に4つの圧力センサから得られた計測値の時間変化を示す。これらのデータを用いて、式 (1) および (2) に従って、ヒト体重のパーセンテージを決定した。グループ 1 とグループ 2 のデータはそれぞれ赤と青で表示した。各グラフの最初の 2 秒間のデータは、Fig.3 におけるフェーズ 1 (較正時間は 5 秒であったが、有意差がなかったため 3 秒のデータを省いた) を示し、太い線 (赤色と青色の両方) は非対称持上げ中の Fig.3 におけるフェーズ 4 の計測値を示している。

$vGRF_{p1}$ ,  $vGRF_{p2}$ ,  $vGRF_{p3}$ ,  $vGRF_{p4}$  のフェーズ 1 の値は、グループ 1 ではそれぞれ  $23.3 \pm 2.1\%$ 、 $21.0 \pm 2.1\%$ 、 $27.0 \pm 1.5\%$ 、および  $28.7 \pm 3.8\%$  であり、グループ 2 ではそれぞれ  $18.3 \pm 2.5\%$ 、 $20.3 \pm 2.6\%$ 、 $32.7 \pm 1.5\%$  および  $28.7 \pm 4.2\%$  であった。フェーズ 1 では、2 つのグループ間で各圧力センサの  $vGRF$  の値に有意な差は見られなかった ( $P > 0.05$ )。各  $vGRF$  についてのフェーズ 2 および 3 の測定データも、グループ 1 とグループ 2 との間に有意な差は示されなかった。

しかし、フェーズ 4 の測定データでは特に  $vGRF_{p2}$  と  $vGRF_{p4}$  で両群に違いが見られた。この動作自体、左非対称性があるため、 $vGRF_{p2}$  は左足底前部の圧力の影響を受け、 $vGRF_{p4}$  は左非対称持上げ時の右足踵の圧力の影響を受ける。グループ 1 の  $vGRF_{p2}$  のデータは、フェーズ 1 の最大 2.1 倍まで増加し、グループ 2 のデータはフェーズ 1 の最大 3.5 倍に増加した。 $vGRF_{p4}$  は、グループ 1 ではフェーズ 1 の最大 30% まで減少したが、グループ 2 はフェーズ 1 の最大 80% まで減少した。

なお、グループ 2 の 1 人の被験者は、 $vGRF$  の計測結果から左足底前部圧力の極端な増加と右足踵の大きな減少を伴う非対称的な持上げを行ったことが示された。

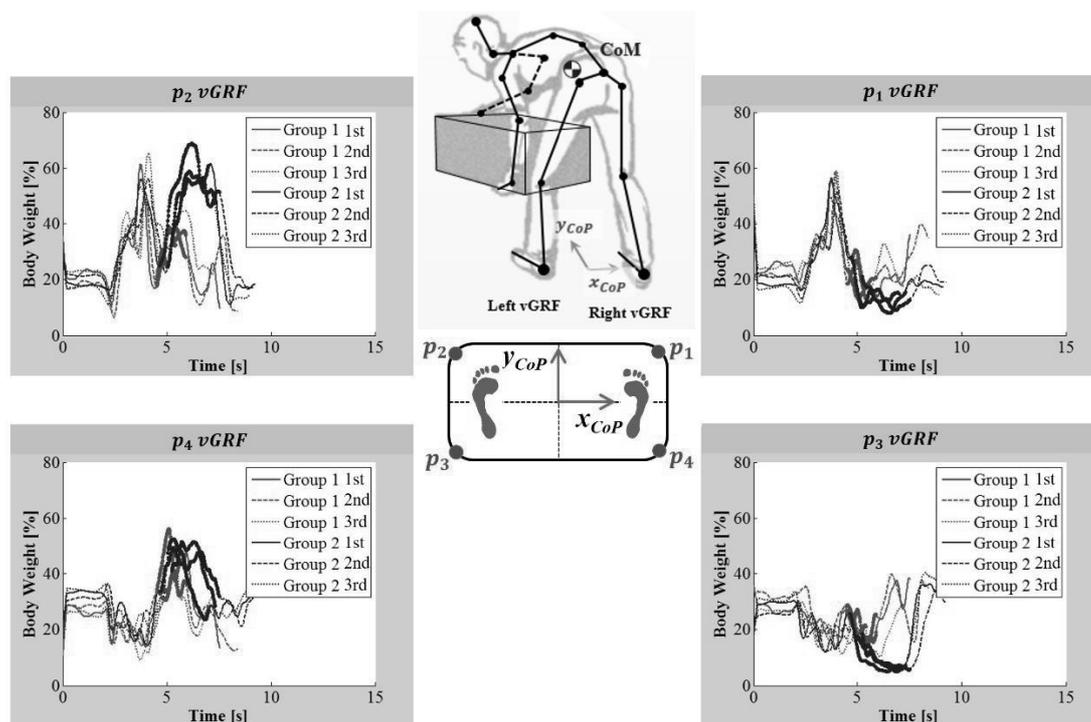


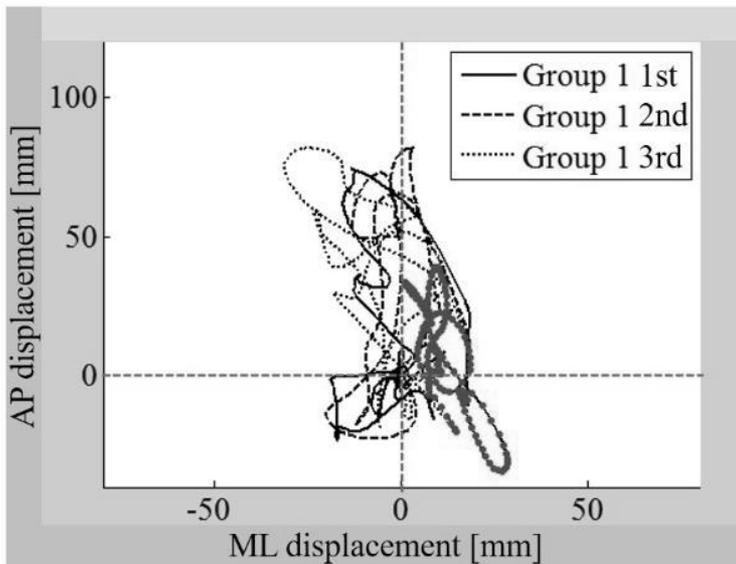
FIGURE 4. Results obtained from four pressure sensors during asymmetric lifting under 18 kg load.

### 3. 2 CoP の軌跡

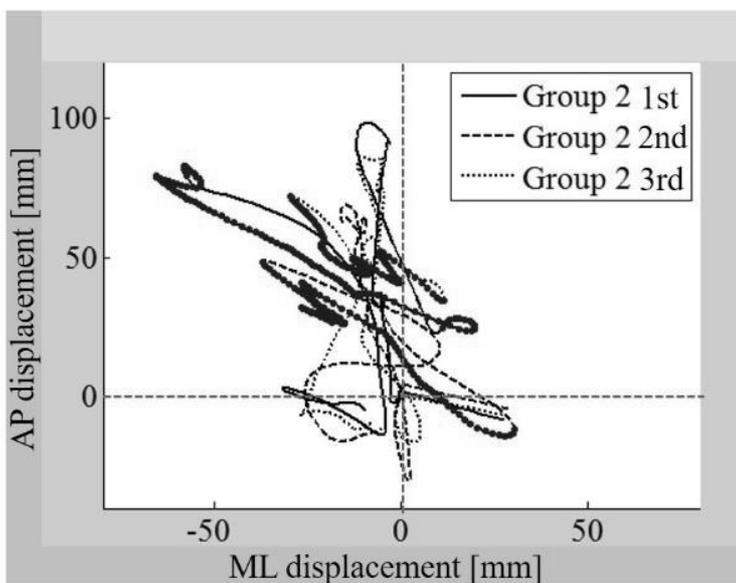
次に、2つのグループの被験者間の vGRF の差が CoP 軌跡にどのような影響を与えたかを分析した。Fig.5 は、Fig.4 に示す vGRF の計測結果から式 (3) を用いて計算された CoP 軌跡の結果である。Fig.5 (a), (b) は、グループ 1 および 2 のそれぞれ 1 人の被験者における 3 回の試行の CoP 軌跡を表している。水平軸および垂直軸はそれぞれ ML 変位および AP 変位を表す。フェーズ 4 の CoP 軌跡の違いを示すために Fig.4 の赤と青の線は Fig.5 の赤と青の太い線に相当するものとして表現している。

フェーズ 1~3 の CoP 軌跡では、両群で違いが特に見られなかったため黒色で示している。違いの見られたフェーズ 4 では、赤色または青色で CoP 軌跡を表示している。グループ 1 の被験者の CoP 軌跡では、左非対称持上げ動作において、主に反対側に位置することが分かった。しかし、グループ 2 の被験者では、右側から左側に移動し、左側の非対称持上げの場合、主に同じ側に位置していた。

この結果から、グループ 2 の被験者の CoP 軌跡は、左非対称持上げ時に右から左に大きく移動することがわかったが、グループ 1 の被験者は主に反対側にあり大きな変化は見られなかった。



(a) CoP trajectories for one member of Group 1.



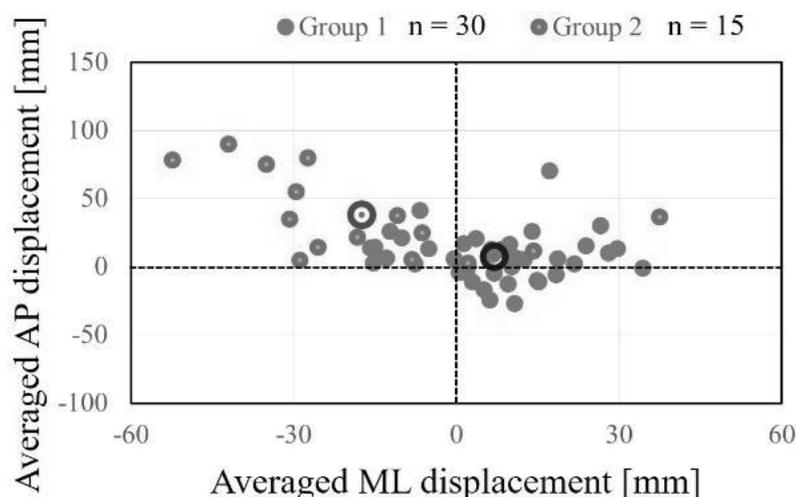
(b) CoP trajectories for one member of Group 2.

**FIGURE 5. Results of CoP trajectories obtained from measured vGRFs under 18 kg load.**

### 3. 3 全被験者における Cop の平均位置

次に、すべての被験者の結果を分析した。 Fig.6 は、すべての被験者におけるフェーズ 4 の間の平均 CoP 位置を表示している。 Fig.6 で示されている平均 CoP 位置は、 Fig.5 に示されている非対称持上げ中の軌跡の平均 CoP 位置を表している。 平均 CoP 位置を CoP 軌跡の代わりに使用し、被験者間の差異を検討した。水平軸および垂直軸はそれぞれ ML 変位および AP 変位を表す。 青色および赤色の円は、それぞれグループ 1

(n = 30) およびグループ 2 (n = 15) のすべての被験者のデータを表す。2つの大きい青色と赤色の白丸は、それぞれグループ 1 とグループ 2 の平均値を示す。



**FIGURE 6. Results of average CoP positions during left asymmetric lifting for all subjects under 18 kg load.**

グループ 1 およびグループ 2 の  $y_{CoP}$  の値は、それぞれ  $7.0 \pm 17.6\text{mm}$  および  $38.0 \pm 30.4\text{mm}$  であった。グループ 2 の  $y_{CoP}$  値は、グループ 1 の  $y_{CoP}$  値よりも 5.4 倍大きかった ( $P < 0.001$ )。グループ 1 およびグループ 2 の  $x_{CoP}$  の値は、それぞれ  $6.4 \pm 11.6\text{mm}$  および  $-17.4 \pm 23.0\text{mm}$  であった。グループ 2 の  $x_{CoP}$  値は、グループ 1 の  $x_{CoP}$  値の 3.5 倍であった ( $P < 0.001$ )。このようにグループ 1 とグループ 2 の間の平均 CoP 位置には有意な統計的差異が見出された。

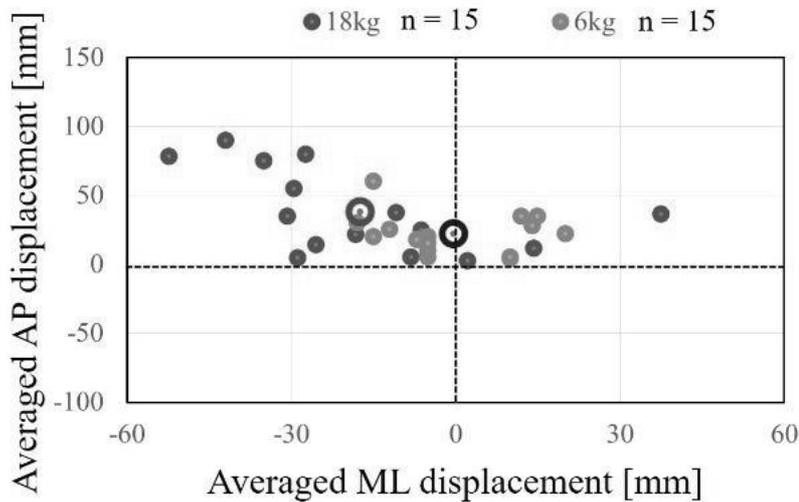
まとめると、グループ 2 の大部分の被験者の CoP 位置の分布は、左非対称持上げ動作中には同じ側 (左側) にあったが、グループ 1 の大部分の被験者は左非対称持上げ時には反対側 (右側) にあった。

### 3. 4 非対称持上げ動作における荷重の違いの影響

2つのグループ間の CoP 位置の分布の違いの理由を確認する必要がある。本研究では、MMH 自体の違いと、持ち上げる荷重の軽重の影響の2つの原因を考えた。

Fig.7 は、グループ 2 の被験者における 6 および 18kg の2種類の荷重でのフェーズ 4 における平均 CoP 位置の結果を示した。水平軸および垂直軸はそれぞれ ML 変位および AP 変位を表す。青色と赤色の塗りつぶされた円は、6kg の負荷 (n = 15) と 18kg の負荷 (n = 15) のデータを表している。2つの大きい青色と赤色の白丸は、各荷重加

重条件の平均値を示している。



**FIGURE 7. Results of average CoP positions during left asymmetric lifting for all unskilled novices under 6 and 18 kg loads.**

6kg 荷重および 18kg 荷重に対する  $y_{CoP}$  は、それぞれ  $22.1 \pm 14.7\text{mm}$  および  $38.0 \pm 30.4\text{mm}$  であった。18kg 負荷の  $y_{CoP}$  は、6kg 負荷よりも 1.7 倍大きかった ( $P < 0.001$ )。6kg 荷重および 18kg 荷重の  $x_{CoP}$  は、それぞれ  $-0.4 \pm 12.6$  および  $-17.4 \pm 23.0\text{mm}$  であった。18kg の負荷の  $x_{CoP}$  は、6kg の負荷の場合の 43.5 ( $= 17.4 / 0.4$ ) 倍であった ( $P < 0.001$ )。2 つの異なる荷重条件間の平均 CoP 位置に有意な統計的差異が見出された。

グループ 2 のほとんどの被験者の CoP 位置の分布は、6kg の負荷重量の下での左非対称持ち上げ中のグループ 1 の大部分の被験者と同様の傾向を示した。これらの知見は、非対称持ち上げにおける負荷重量の影響を示している。したがって、左非対称持ち上げ動作のグループ 1 のほとんどの被験者の CoP 位置が右（反対）側となる分布は、彼らの豊富な経験に基づいた熟練者の MMH 特性に帰することができ、腰部や背部への負担を軽くするのに役立つと考えられる。一方、未熟な非熟練者の場合、荷重重量が非対称持ち上げの CoP 位置の変動に影響を与えていた。

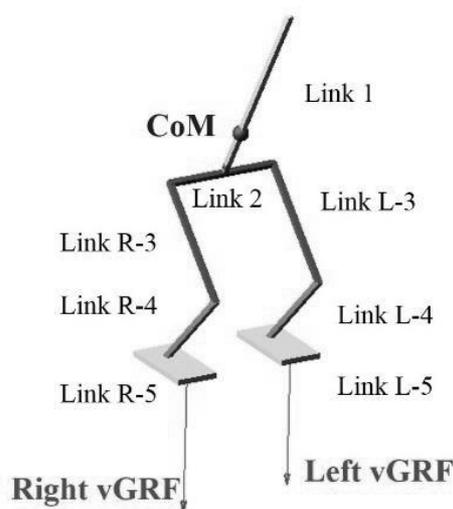
#### 4. 考察

本研究の目的は、非対称持ち上げ中の物流現場の熟練者（グループ 1）および未熟な非熟練者（グループ 2）で MMH の差異を CoP の位置に基づいて分析することであった。実験結果から、我々は、ほとんどの熟練者が、左非対称持ち上げ中に ML において反対側に CoP を移すようにして持ち上げを実施したことを見出した。我々が知る限りでは、CoP

の位置に基づいて非対称持上げ中の熟練者と非熟練者との間の MMH の差異の分析を行った研究はない。そこで、熟練した熟練者のシミュレーションおよび筋電図 (EMG) 測定結果を用いて、より良い結果を達成できる理由について議論する。

#### 4. 1 シミュレーション

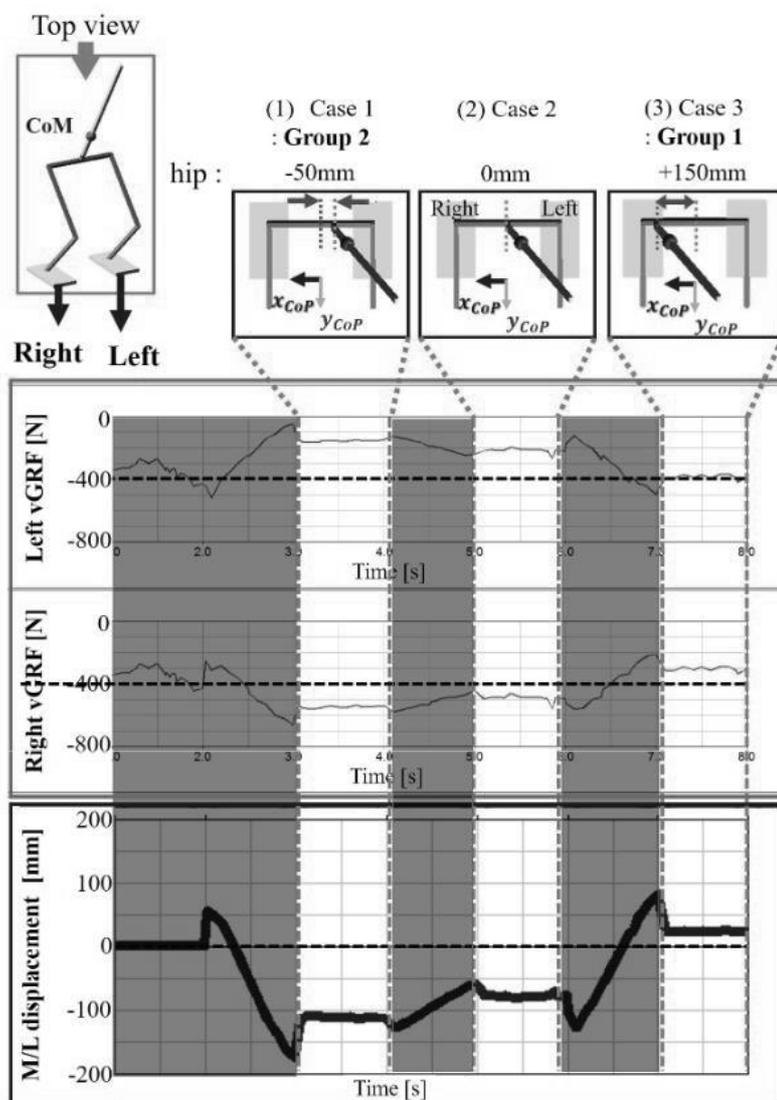
Fig.8 に示すような単純な生体力学モデルを用いて、AP および ML 制御のコンピュータシミュレーションを行うことができる。AP モデルでは、CoM は足関節および股関節の上に位置していた。同様に、ML モデルでは、CoM は2つの股関節および2つの足関節に間に位置していた。このモデルは、マルチボディダイナミクスソフトウェアである ADAMS [42]を使用して作成されており、可動部品のダイナミクスや負荷と力が機械システム全体にどのように分散されるかわかりやく表示できる。なお、Link1～Link5 の基本モデルデータは、若いロシアのアスリートから得られたものを用いた [43][44]。この倒立振り子バイオメカニクスモデル (inverted pendulum biomechanical model) を用いることにより、熟練者がなぜ優れた動作ができるのかを検討した。



**FIGURE 8. Inverted pendulum biomechanical model used to confirm hip strategy.**

先行研究では、自分の2つの足首と股関節にかかる荷重とそれぞれの関係を統合することで、被験者が持続的に姿勢変化に対応することが報告されている[45]～[48]。特定の場合に使用される統合方法は、被験者の最近の経験[45]によっても影響を受けることが知られている。今回の研究では、腰部の位置制御 (ヒップストラテジー) と姿勢のバランスとの関係に注目した。シミュレーションでは、2つの足の位置と ML 位置の間

に位置する vGRF が股関節位置の変更によってどのように影響を受けるかを示した。



**FIGURE 9. Simulation results of CoP ML trajectories during asymmetric lifting through modification of hip position.**

Fig.9は、ヒップストラテジーに基づく非対称持上げ中のCoPのML軌跡のシミュレーション結果である。ケース1では、左非対称持上げ中にヒップを同じ側(-50mm)に移動させた(ケース1はグループ2を表す)。ケース2では、股関節を体幹の中央(0mm)に位置させ、ケース3では、左非対称持上げ時にヒップを反対側(+150mm)に移動させた(ケース3はグループ1を表す)。

ケース1の、左のvGRF( $vGRF_{p2} + vGRF_{p4}$ )と右のvGRF( $vGRF_{p2} + vGRF_{p4}$ )、そしてML

変位 ( $x_{CoP}$ ) の値が Fig.9 に示されているが、それぞれ約-150N、-550N、および-100mmであった。ケース 2 では、それぞれ約-200N、-500N、および-75mmであった。このようにケース 1 とケース 2 では、左右の vGRF と CoP の ML 変位に大きな違いが見られた。しかし、ケース 3 のこれらのパラメータの値は、それぞれ約-400N、-350N、および 15mmであり、左右の vGRF と CoP の ML 変位には大きな差異は見られなかった。ヒップストラテジーによって、vGRF の変動が減少し、 $x_{CoP}$  がゼロ位置に移動したことが示された。

シミュレーション結果から、左非対称持上げの際に股関節が同じ側および中央側に移動したケース 1 とケース 2 はグループ 2 と類似しており、股関節が反対側に移動したケース 3 はグループ 1 と類似していることが Fig.5, Fig.6 に示された結果からも認められた。熟練者の MMH 特性は、両足の間に vGRF を保ちバランスを維持するというヒップストラテジーと言える。本研究では、バランスの定義は CoP の ML の位置によって定義される Fig.9 (下)。したがって CoP の ML 位置がゼロ位置に近いとき、vGRF のバランスが維持されていると考えられる。すなわち、腰部の位置をコントロールすることにより両足のバランスが制御できること、それが CoP の ML 位置から評価できることが確かめられた。

#### 4. 2 筋電図の結果

次に、非対称持上げにおけるヒップストラテジーの影響に関するシミュレーション結果を確認するための検証実験を行った。検証実験は、非対称持上げ中の CoP 位置と EMG 測定値との関係に注目した。Fig.10 (a-1)、(b-1)、(c-1)、(d-1) は、左非対称持上げ時に CoP 位置が同じ側にある場合を示し、Fig.10 (a-2)、(b-2)、(c-2)、(d-2) は、左非対称持上げ中に CoP 位置が反対側に位置する場合を示す。CoP 位置のデータは、モニターの右上にリアルタイムで表示される。EMG は次の 3 点で計測された：上肢（腕）の動き＝上腕二頭筋、下肢（大腿）の動き＝大腿直筋、および L1～L5 の腰椎/腰の動き＝脊柱直立筋。ミユキ技研製の Polymate II (AP216) を用いてサンプリング間隔 1kHz で EMG を計測した[56]。すべての被験者は、Fig.10 (c-1) および (c-2) に示すように、リアルタイムで自身の CoP 位置を見ながら検証実験を行うことができた。

Fig.10 (d-1) および (d-2) は、CoP 位置の非熟練者 (1; 左側) と熟練者(2; 右側)の 2 条件下での EMG 測定の結果を示す。一番上が腕、次が大腿、一番下は腰部の EMG を示している。非熟練者、熟練者では、腰部の EMG の変動には違いが見られ、CoP の位置と非対称の方向が同じ場合 ( $n = 10$ : 非熟練者) に増加する傾向を示した[6]～[20]。特に右腰部の値は、熟練者に比べて非熟練者の方が大きな値を示しており、熟練者では

腰部の左右に大きな違いは見られなかったが、非熟練者では左右とも値も大きく、さらに右腰部の値がより高い傾向が見られた。また、CoP 位置の不均衡は、腕と腰の EMG 値の変動を含めて、大腿部の EMG 測定の不均衡を招くことが判明した。この傾向は、Fig.9 に示すシミュレーション結果と同様であった。

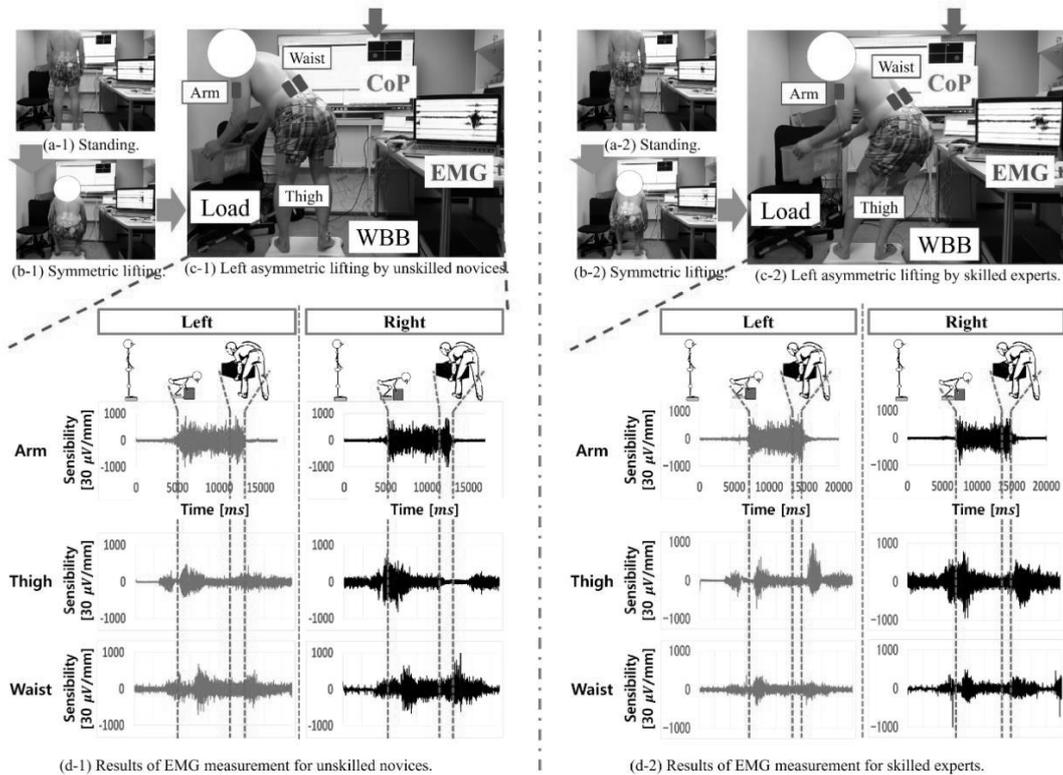


FIGURE 10. Relationship between EMG measurement and CoP position during left asymmetric lifting (posture of unskilled novices: (a-1), (b-1), (c-1), and (d-1), and posture of skilled experts: (a-2), (b-2), (c-2), and (d-2)).

体をひねるとい動作におけるトルク  $\tau$  は、次式で示される。

$$\tau = r \times F \quad (4)$$

ここで、 $r$  は支点に対する物体の位置ベクトルであり、 $F$  は物体に作用する力である。本研究における CoP 位置のバランスをとるための股関節位置のコントロールは、回転中心軸から荷重負荷点までの長さである  $r$  の値を減少させることによると考えられた。このように、CoP 位置のバランスは、Fig. 10 (d-1)、(d-2) に示すように、腰部に対する負担の軽減に関連していると推測できる。足の位置とその圧力分布と股関節の位置、脊柱の姿勢、腰痛との関係については多くの研究が行われている[49]～[55]。

非対称持上げ動作中のグループ 1、熟練者の CoP 位置を非対称持上げ時に腰部を反対

側に移動させる方法は vGRF のバランスを維持しながら人体への負担を軽減するものと言える。

## 5. 結論

本研究では、非対称持上げ時の熟練者の MMH の主な特徴を明らかにしようとした。熟練した熟練者のほとんどが、股関節の位置の変更によって左非対称の持上げ動作時に CoP ML の位置を反対側に移動させていることが示された。これは、動作中のウエストの負担を軽くすることに関与すると考えられる。すなわち、非熟練者は自身の骨盤をあまり動かさずに上半身だけ動かそうとする「ひねり」動作を行いがちであり、結果として高い腰痛リスクを負うことになるが、熟練者は骨盤から体ごと同時に「回転」する動作を修得しているために体の負担が少なく安全な動作を行っていることが示唆された。

しかし、

(1) 腰部位置の作業空間と負荷重量との関係：股関節位置の変更は重い負荷重量によって制限されていたが、熟練した熟練者の大半がどのように股関節位置を決定したかを明確にすることは困難であった。

(2) CoP ML 位置の不均衡が腰椎／腰部に及ぼす影響：非対称持上げ時の腰の負担軽減に熟練者の MMH 特性が関与する可能性は見出されたが、どれだけの影響があるかを計算することは困難であった。

今後はこれらの点の検討が必要と考える。

## 文献

- [1] D. C. John Schubbe, (May 17, 2004). Good Posture Helps Reduce Back Pain, A Spine-Health.Com Peer Reviewed Article. [Online]. Available: <http://www.spine-health.com/wellness/ergonomics/good-posture-helps-reduce-back-pain>
- [2] H. Jeong et al., “Experimental evaluation of human postural balance through lifting loads,” in Proc. IEEE Int. Conf. Syst., Man, Cybern. (SMC), Oct. 2014, pp. 3675–3678.
- [3] S. Watanabe et al., “A difference of human posture between beginner and expert during lifting a heavy load,” in Proc. Biomed. Eng. Int. Conf. (BMEiCON), Nov. 2014, pp. 1–5.
- [4] H. Jeong, K. Yamada, S. Watanabe, M. Kido, T. Nomura, and Y. Ohno, “Analysis of center of pressure location during asymmetric lifting,” in Proc. IEEE Int. Conf. Syst., Man, Cybern. (SMC), Oct. 2015, pp. 2471–2474.
- [5] H. Jeong et al., “Estimation of compressive and shear forces on lumbar spine during lifting by wii balance board,” in Proc. World Congr. Med. Phys. Biomed. Eng., Tronto, ON, Canada,

2015.

- [6] W. S. Marras et al., “The role of dynamic three-dimensional motion in occupationally-related low back disorders,”*Spine*, vol. 18, no. 5, pp. 617–628, 1993.
- [7] K. P. Granata and W. S. Marras, “An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting,”*J. Biomech.*, vol. 28, no. 11, pp. 1309–1317, Nov. 1995.
- [8] W. S. Marras et al., “Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders,”*Ergonomics*, vol. 38, no. 2, pp. 377–410, 1995.
- [9] W. S. Marras and C. M. Sommerich, “A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: II. Model validation,”*Human Factors*, vol. 33, no. 2, pp. 139–149, Apr. 1991.
- [10] W. S. Marras and K. G. Davis, “Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands,”*Ergonomics*, vol. 41, no. 6, pp. 817–834, 1998.
- [11] J. Kollmitzer, L. Oddsson, G. R. Ebenbichler, J. E. Giphart, and C. J. DeLuca, “Postural control during lifting,”*J. Biomech.*, vol. 35, no. 5, pp. 585–594, May 2002.
- [12] D. B. Chaffin, “Manual materials handling and the biomechanical basis for prevention of low-back pain in industry—An overview,”*Amer. Ind. Hygiene Assoc. J.*, vol. 48, no. 12, pp. 989–996, 1987.
- [13] S. M. McGill, R. W. Norman, and J. Cholewicki, “A simple polynomial that predicts low-back compression during complex 3-D tasks,”*Ergonomics*, vol. 39, no. 9, pp. 1107–1118, 1996.
- [14] F. A. Fathallah, W. S. Marras, and M. Parnianpour, “The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders,”*Spine*, vol. 23, no. 9, pp. 1035–1042, 1998.
- [15] H. M. Toussaint, Y. M. Michies, M. N. Faber, D. A. C. M. Commissaris, and J. H. van Dieën, “Scaling anticipatory postural adjustments dependent on confidence of load estimation in a bi-manual whole-body lifting task,” *Experim. Brain Res.*, vol. 120, no. 1, pp. 85–94, Apr. 1998.
- [16] D. H. K. Chow, I. Y. W. Cheng, A. D. Holmes, and J. H. Evans, “Muscular and centre of pressure response to sudden release of load in symmetric and asymmetric stoop lifting tasks,”*Appl. Ergonom.*, vol. 36, no. 1, pp. 13–24, Jan. 2005.
- [17] C. E. McCoy, A. G. Hadjipavlou, T. Overman, and J. T. Necessary, “Work-related low back injuries caused by unusual circumstances,”*J. Orthopaedic Sports Phys. Therapy*, vol. 26, no. 5, pp. 260–265, 1997.
- [18] D. H. K. Chow, A. D. Holmes, and A. T. K. Tse, “Sudden release during a pulling task: The

effect of release load on stance perturbation and recovery,”*Gait Posture*, vol. 15, no. 3, pp. 266–273, Jun. 2002.

[19] D. H. K. Chow, A. C. S. Cheng, A. D. Holmes, and J. H. Evans, “The effects of release height on center of pressure and trunk muscle response following sudden release of stoop lifting tasks,”*Appl. Ergonom.*, vol. 34, no. 6, pp. 611–619, Nov. 2003.

[20] J. Cholewicki and S. M. McGill, “Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain,”*Clin. Biomech.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–15, Jan. 1996.

[21] T. Shimba, “An estimation of center of gravity from force platform data,”*J. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 53–60, 1984.

[22] B. J. Benda, P. O. Riley, and D. E. Krebs, “Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing,”*IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 2, no. 1, pp. 3–10, Mar. 1994.

[23] J. R. W. Morris, “Accelerometry—A technique for the measurement of human body movements,”*J. Biomech.*, vol. 6, no. 6, pp. 729–736, Nov. 1973.

[24] R. Headon and R. Curwen, “Recognizing movements from the ground reaction force,” in *Proc. Workshop Perceptive User Interfaces (PUI)*, 2001, pp. 1–8.

[25] C. Chen, Y. Wang, J. Yu, Z. Zhou, L. Shen, and Y.-Q. Chen, “Automatic motion analysis system for pyloric flow in ultrasonic videos,”*IEEE J. Biomed. Health Informat.*, vol. 18, no. 1, pp. 130–138, Jan. 2014.

[26] Y. Han, “2D-to-3D visual human motion converting system for home optical motion capture tool and 3-D smart TV,”*IEEE Syst. J.*, vol. 9, no. 1, pp. 131–140, Mar. 2015.

[27] F. Eckardt, A. Münz, and K. Witte, “Application of a full body inertial measurement system in dressage riding,”*J. Equine Vet. Sci.*, vol. 34, nos. 11–12, pp. 1294–1299, Nov./Dec. 2014.

[28] T. Seel, J. Raisch, and T. Schauer, “IMU-based joint angle measurement for gait analysis,”*Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 6891–6909, Jan. 2014.

[29] H. J. Carson, D. Collins, and J. Richards, “‘To hit, or not to hit?’ Examining the similarity between practice and real swings in golf,”*Int. J. Golf Sci.*, vol. 3, no. 2, pp. 103–118, 2014.

[30] H. Iida and T. Yamamuro, “Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits,”*J. Biomech.*, vol. 20, no. 10, pp. 987–995, 1987.

[31] L. Tesio, P. Civaschi, and L. Tessari, “Motion of the center of gravity of the body in clinical evaluation of gait,”*Amer. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 64, no. 2, pp. 57–70, Apr. 1985.

- [32] Wii Balance Board, accessed on Aug. 19, 2015. [Online]. Available: [https://en.wikipedia.org/wiki/Wii\\_Balance\\_Board](https://en.wikipedia.org/wiki/Wii_Balance_Board)
- [33] B. Hubbard, D. Pothier, C. Hughes, and J. A. Rutka, "A portable, low-cost system for posturography: A platform for longitudinal balance telemetry," *J. Otolaryngol.*, vol. 41, pp. S31–S35, Feb. 2012.
- [34] G. Pagnacco, E. Oggero, and C. H. Wright, "Biomedical instruments versus toys: A preliminary comparison of force platforms and the Nintendo Wii balance board—Biomed 2011," *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 47, pp. 12–17, Dec. 2011.
- [35] H. L. Bartlett, L. H. Ting, and J. T. Bingham, "Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii balance board," *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 224–228, Jan. 2014.
- [36] R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, and M. Hunt, "Validity and reliability of the Nintendo Wii balance board for assessment of standing balance," *Gait Posture*, vol. 31, no. 3, pp. 307–310, Mar. 2010.
- [37] A. Huurnink, D. P. Fransz, I. Kingma, and J. H. van Dieën, "Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii balance board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 7, pp. 1392–1395, Apr. 2013.
- [38] D.-S. Park and G. Lee, "Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: Usability and validation," *J. NeuroEng. Rehabil.*, vol. 11, pp. 1–8, Jun. 2014.
- [39] M. Vukobratović and B. Borovac, "Zero-moment point—Thirty five years of its life," *Int. J. Humanoid Robot.*, vol. 1, no. 1, pp. 157–173, Mar. 2004.
- [40] Konoike Group Website, accessed on Jun. 20, 2016. [Online]. Available: <http://www.konoike.net/en/>
- [41] Y. Ouchi, H. Okada, E. Yoshikawa, S. Nobezawa, and M. Futatsubashi, "Brain activation during maintenance of standing postures in humans," *Brain*, vol. 122, no. 2, pp. 329–338, 1999.
- [42] ADAMS/View, accessed on Aug. 13, 2016. [Online]. Available: <http://www.mscsoftware.com/product/adams>
- [43] S. Plagenhoef, F. G. Evans, and T. Abdelnour, "Anatomical data for analyzing human motion," *Res. Quart. Exerc. Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169–178, 1983.
- [44] P. de Leva, "Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, Sep. 1996.
- [45] F. B. Horak and L. M. Nashner, "Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations," *J. Neurophysiol.*, vol. 55, no. 6, pp. 1369–1381, Jun.

1986.

[46] A. I. Litvintsev, "Automatic control in biological systems. Vertical posture control mechanisms in man," *Autom. Remote Control USSR*, vol. 33, pp. 590–600, 1972.

[47] L. M. Nashner, "Adapting reflexes controlling the human posture," *Experim. Brain Res.*, vol. 26, no. 1, pp. 59–72, Aug. 1976.

[48] L. M. Nashner and G. McCollum, "The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis," *Behavioral Brain Sci.*, vol. 8, no. 1, pp. 135–172, 1985.

[49] H. B. Menz, A. B. Dufour, J. L. Riskowski, H. J. Hillstrom, and M. T. Hannan, "Foot posture, foot function and low back pain: The Framingham foot study," *Rheumatology*, vol. 52, no. 12, pp. 2275–2282,

2013, doi: 10.1093/rheumatology/ket298.

[50] A. Roncarati and W. McMullen, "Correlates of low back pain in a general population sample: A multidisciplinary perspective," *J. Manipulative Physiol. Therapeutics*, vol. 11, no. 3, pp. 158–164, 1988.

[51] S. Khamis and Z. Yizhar, "Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position," *Gait Posture*, vol. 25, no. 1, pp. 127–134, Jan. 2007.

[52] R. Z. A. Pinto, T. R. Souza, R. G. Trede, R. N. Kirkwood, E. M. Figueiredo, and S. T. Fonseca, "Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position," *Manual Therapy*, vol. 13, no. 6, pp. 513–519, Dec. 2008.

[53] M. Betschet et al., "Influence of foot positions on the spine and pelvis," *Arthritis Care Res.*, vol. 63, no. 12, pp. 1758–1765, Dec. 2011.

[54] K. Duval, T. Lam, and D. Sanderson, "The mechanical relationship between the rear foot, pelvis and low-back," *Gait Posture*, vol. 32, no. 4, pp. 637–640, Oct. 2010.

[55] D. A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait Posture*, vol. 3, no. 4, pp. 193–214, Dec. 1995.

[56] TEAC Corporation. Polymate II, AP216, (in Japanese), accessed on Aug. 13, 2016.

[Online]. Available: <http://datarecorder.jp/products/me/ap216.html>

[57] Torque, accessed on Jun. 20, 2016. [Online]. Available:

<https://en.wikipedia.org/wiki/Torque>

## 6. 研究発表

### I 論文

1. **Hieyong Jeong**, Kenji Yamada, **Michiko Kido**, Shima Okada, Taishin Nomura, **Yuko Ohno**, "Analysis of Difference in Center-of-Pressure Positions Between Experts and Novices During Asymmetric Lifting", IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, vol. 4, 2016-8.
2. **Hieyong Jeong**, Kayo Yoshimoto, Tianyi Wang, Takafumi Ohno, Kenji Yamada, **Michiko Kido**, **Yuko Ohno**, "Continuous non-invasive blood pressure during continuous repositioning by pulse transit time", Cogent Engineering, vol. 3, no 1, 2016-8.
3. Matsuura Y, Jeong H, Yamada K, Watabe K , Yoshimoto K Ohno Y Screening sleep disordered breathing with noncontact measurement in clinical site. Journal of Robotics and Mechatronics Vol.29 No.2 (in press)
4. Murakami Y , Ohno Y , Adachi K , Ogasawara N , Kobayashi H , Evaluating the clinical applicability of a wearable life assist device from a nursing perspective, Journal of Nursing science and Engineering, 2016.7
5. Hirata I , Mohri I , Kato-Nishimura K , Tachibana M , Kuwada A , Kagitani-Shimono K, Ohno Y, Ozono K, Taniike M Sleep problems are more frequent and associated with problematic behaviors in preschoolers with autism spectrum disorder. Research in Developmental Disabilities, 2016.2

### II 学会一般演題

#### 1. 国際学会

1. **Hieyong Jeong**, **Michiko Kido**, **Yuko Ohno**, "Linear Discriminant Analysis for Symmetric Lifting Recognition of Skilled Logistic Experts by Center of Pressure Trajectory", The 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2016-8.
2. Tianyi Wang, **Hieyong Jeong**, Takafumi Ohno, **Michiko Kido**, Kenji Yamada, **Yuko Ohno**, "Fault Classification with Discriminant Analysis during Sit-to-Stand Movement assisted by Nursing Care Robot", International Multi-Conference on Engineering and Technology Innovation 2016, 2016-10.

#### 2. 国内学会

1. 松裏 豊, 大野ゆう子, 木戸倫子, 丁 憲勇, 山田憲嗣, "Depth カメラを用いた睡眠時呼吸状態のモニタリング評価に対する基礎的研究", 第 55 回日本生体医工学学会大会, 2016 年 4 月.
2. 渡辺宗一郎, 丁 憲勇, 鳥飼一男, 林 雅信, 山田憲嗣, 大野ゆう子, "線形判別分析法 (LDA) による重量物持ち上げ姿勢の異常検知システムに関する検討", ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016, 2016 年 6 月.
3. 王 天一, 丁 憲勇, 大野宇史, 渡辺宗一郎, 木戸倫子, 山田憲嗣, 大野ゆう子, "自立支援ロボットを用いた起立動作の考察", ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016, 2016 年 6 月.

4. 王 天一, 丁 憲勇, 松裏 豊, 今井 秀人, 大野 宇史, 大野 ゆう子, "Study on Application of Data Mining and Machine Learning for Service Robot for Sit-to-Stand Performance", 第3回日本医療情報学会「医用知能情報学研究会」人工知能学会「医用人工知能研究会」(SIG-AIMED)合同研究会(通称: JAMI & JSAI AIM 合同研究会), SIG-AIMED-003-01, 2017年3月.
5. 松裏 豊, 王 天一, 今井 秀人, 渡辺 宗一郎, 大野 宇史, 丁 憲勇, 大野 ゆう子, "非接触における睡眠モニタリング手法の検討", 第3回日本医療情報学会「医用知能情報学研究会」人工知能学会「医用人工知能研究会」(SIG-AIMED)合同研究会(通称: JAMI & JSAI AIM 合同研究会), SIG-AIMED-003-07, 2017年3月.