

## 臀部へのせん断力提示による自己運動の加速感覚の誘発

Induction of acceleration sensation of self-motion by presenting shear force to buttock

○学 堀江 新 (東北大) 正 永野 光 (東北大)  
正 昆陽 雅司 (東北大) 正 田所 諭 (東北大)

Arata HORIE, Tohoku University, horie.arata@rm.is.tohoku.ac.jp  
Hikaru NAGANO, Tohoku University  
Masashi KONYO, Tohoku University  
Satoshi TADOKORO, Tohoku University

We present buttock skin stretch device to induce force perception. First of all, we investigated whether shear force can be presented by skin displacement of the buttocks. As a result, it was confirmed that the magnitude of the perceived force transitions according to the deformation amount in a substantially linear relationship. In addition to visual stimuli inducing visual induced self-motion perception, we investigated whether acceleration self-motion perception can be modulated by skin deformation of buttocks. As a result, there was a significant difference in the sense of acceleration of self motion among some skin deformation amount conditions, and the sensation of acceleration of self motion was caused by the force perceived at the buttocks.

**Key Words:** Skin Stretch, Pseudo Force, Self Motion

### 1 緒言

皮膚のせん断変形によって、力や方向情報を提示することができることが知られている。これまで、力覚提示や腕部の姿勢誘導などを目的として、指腹部や腕部の皮膚をせん断変形させる手法が提案されてきた。例えば Gleeson らは、指腹部の皮膚をコンタクタによって 2 自由度でせん断変形させる装置を提案している [1]。また、南澤らは 2 つのモータとベルトによって指腹部全体をせん断変形させる装着型のデバイスを提案している [2]。さらに、Wheeler らは上腕の皮膚を捻る装着型のデバイスによって、腕の姿勢や動きの誘導を実現している [3]。

皮膚のせん断変形を用いる手法は変形が皮膚の厚みや剛性、摩擦特性に依存するため、物理的な力を提示する手法に比べて制約がある。一方、皮膚のせん断変形は大きなアクチュエータを必要とせず、小型で可搬性がある機構にしやすいという大きな利点がある。

本研究ではまず、身体に自己運動感覚を誘発させる臀部力覚提示装置を開発する。座っている状態の身体に、振動によって触覚フィードバックを提示する研究や市販製品は多く存在するが、臀部の皮膚変形を適用した研究は報告されていない。臀部に皮膚のせん断変形を適用する場合、使用者の身体の個人差を考慮する必要がある。これに対して、コンタクタの接触位置を使用者毎に調整することにより対応した。また、提示される変位と知覚される力との関係は使用者毎に異なる可能性があり、調査する必要がある。

さらに、本研究では臀部の皮膚のせん断変形の応用先として、自己運動感覚の知覚の増強を試みる。最終的な目標は、ヘッドマウントディスプレイや大型スクリーンを用いた視覚情報に加えて、着座することで自己運動の加速感覚を増強することができる臀部力覚提示装置を開発することである。モーションプラットフォームとして臀部の皮膚変形を手法として用いる利点は、上記の装置のように小型なデバイスにすることができるということである。十分に小さければ、既存の座面に対してクッションのように取り付けが可能である。

自己運動感覚を増強するための研究は多数報告されてきた。例えば、体性感覚や前庭感覚を刺激するモーションプラットフォームがある。これは、体験者に対して実際に傾きや動きを提示する手法である。また、ディスプレイやヘッドホンにより視覚 [4] や聴覚 [5] を刺激したり、電気的に前庭感覚を刺激する [6]。ことで、

自己運動感覚を誘発させる手法がある。特に、雨宮らは振動の仮現運動を臀部に提示することで、自己運動の速度知覚を変化させる可能性があることも報告している [7]。本研究で提案する臀部の皮膚のせん断変形は、自己運動に対して同様の効果を与える可能性がある。しかし、皮膚のせん断変形は、運動方程式を考慮すると加速度に比例する力が発生するため、皮膚のせん断変形によって誘発される知覚は、速度ではなく加速度であると予想される。

本研究では、1) 人体に対して横方向に臀部の皮膚を変形させる 1 自由度力覚提示装置の開発、2) コンタクタの変位と知覚するせん断力との関係の調査、3) 自己運動の加速感覚に対する臀部の皮膚変形の寄与を調査する。提案する装置は、臀部の外側をスポンジシートによって支持し、臀部の中央の皮膚をコンタクタによって変位させることで、皮膚の変形を制御する。基本的な考え方は指に適用する既存のデバイス [1] と同じであるが、本研究では座位での座面の圧力分布のピークの位置を最初のコンタクタの位置として補正することで、個人の臀部の形状の差異を調整する手法を提案する。また、臀部の皮膚変形によって知覚した力が単調に増加する傾向を示すことを確認するため、マグニチュード推定法により評価を行う。最後に、オブティカルフローによって提示された視覚誘導性自己運動感覚に対して臀部の皮膚のせん断変形が与える影響を調査する。この手法は聴覚刺激 [8] や振動刺激 [7] が自己運動感覚を誘発するかを調査するのに一般的に用いられている。

## 2 臀部力覚提示装置

### 2.1 デバイスの概要

我々は臀部の皮膚のせん断変形を提示する触覚デバイスを開発した。図 1 に開発したデバイスの外観を示す。使用者はこのデバイスの上に着座することで臀部に皮膚刺激を受ける。2 つのスポンジ製のコンタクタがデバイスの上部に配置されており、それぞれが動作することで臀部の一部の皮膚を変形させる。外縁部のスポンジによって臀部の外周は支持される。それぞれのコンタクタはデバイス内部のベルトコンベアに接着されており、ベルトコンベアはそれぞれモータ (Maxon RE25, Maxon Motor)、モータードライバ (ESCON 50/5, Maxon Motor)、及びエンコーダ (RE30E, Nidec Copal Corp.) によって制御した。

臀部力覚提示装置を用いる上で、我々は以下に述べる 2 点に留意しなければならない。まず、コンタクタの接触する位置を使

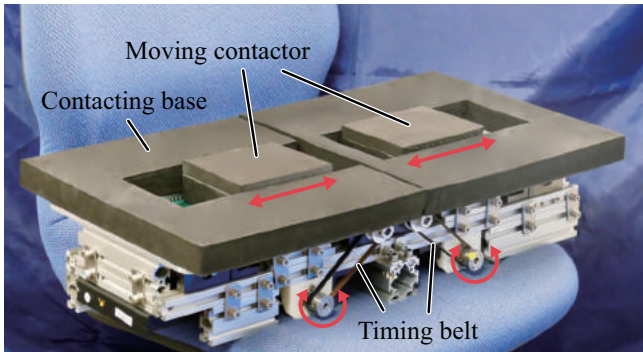


Fig.1 Buttock skin stretch display placing on a chair

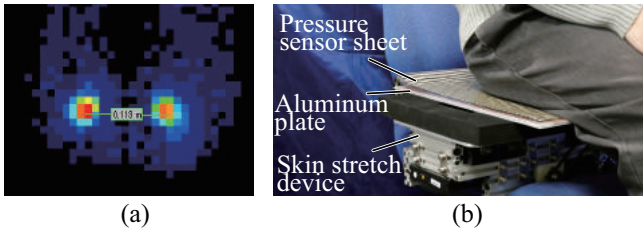


Fig.2 (a) One example of measured pressure distribution is shown. (b) Pressure is measured by the pressure sensor sheet on the aluminum plate.

用者の臀部の形状に応じて変えなければならないということである。そして、コンタクタと臀部との間で滑りが起きないようにすべきであるということである。そのため、本稿では使用者が着座した際に座面で最も圧力の高くなる点をコンタクタの初期位置となるように定めた。

図 2(a) に示すように使用者が着座した際の座面の圧力分布は一般的に 2 つの圧力のピークを持つ。圧力分布は図 2(b) に示す圧力センサシート (BIG-MAT2000P3BS, Nitta Corp, size: 440 × 480 mm, resolution: 10 × 10 mm) を用いて測定した。

臀部とコンタクタとの滑りを防ぐため、コンタクタと外縁部の素材としてゴムスポンジ (クロロプレンゴム) を使用した。コンタクタの移動量も経験的に滑らない程度の距離 (最大で 9mm) とした。既存の力覚提示装置と異なり、臀部力覚提示装置のコンタクタは衣服を介して皮膚の変形を制御する。このため、衣服と皮膚との間で生じる滑りを排除することはできない。しかし、座位においては座面に十分な圧力がかかり、本稿で用いた変形量においてはほぼ滑りは生じないと考えられる。

## 2.2 コンタクタ移動量の制御

コンタクタの位置はエンコーダからの値を用いてフィードバック制御された。エンコーダの分解能はコンタクタの移動量に換算すると 0.3mm であった。エンコーダは Arduino Uno によってサンプリングされ、その周期は 100Hz であった。

## 3 実験 1: 臀部力覚提示装置と知覚するせん断力の関係

最初の実験として、コンタクタのせん断方向の変位と知覚するせん断力との関係をマグニチュード推定法により調査した。

### 3.1 参加者

10 名の参加者 (18-25 歳, 右利き) が実験に参加した。全ての被験者からは運動や知覚における障害は確認されていないと申告されている。全ての被験者は本実験の目的を把握していなかった。

### 3.2 刺激

図 3 に本実験で用いた 5 種の触覚刺激を示す。各刺激は異なる最大変位をもつ ( $d = 3, 4.5, 6, 7.5, 9$  mm.)。各刺激は、コンタクタが最初の 2 秒間で一次関数的に変位が大きくなり、最大変位に達する。次の 6 秒間は最大変位を維持し、最後の 2 秒間で一次関数的に変位が小さくなり、初期位置に戻る。これらの刺激の最大変位は、著者が変位を知覚でき、なおかつ臀部とコンタクタとの間で滑りが生じない範囲で経験的に決定した。

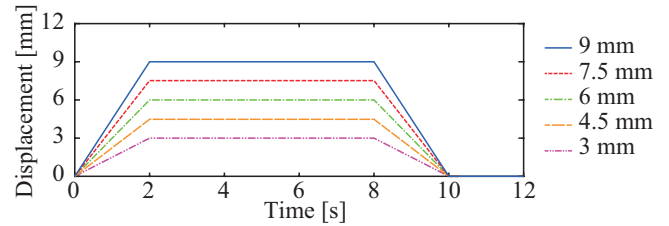


Fig.3 Five types of stimuli of the first experiment

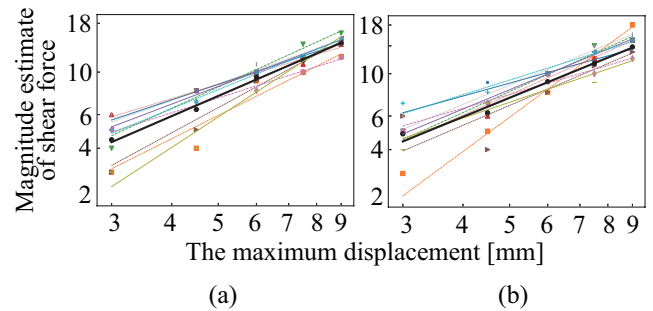


Fig.4 (a) Left direction. (b) Right direction.

### 3.3 手順

実験の開始前に、2 つのコンタクタの幅を臀部の圧力のピーク 2 点間の距離に合わせた。図 2(b) のように、臀部力覚提示装置の上にアルミ板を敷き、その上に圧力センサシート (BIG-MAT2000P3BS, Nitta Corp, 大きさ: 440 × 480 mm, 解像度: 10 × 10 mm) を載せ、その上に被験者は着座した。図 2(a) のように測定した圧力分布から左右の臀部の圧力のピーク間の距離を算出した。続いて、圧力センサシートとアルミ板を左右のコンタクタの中央間の距離をピーク間距離に合わせた。

実験中、被験者は臀部力覚提示装置の上に着座し、ピンクノイズが再生されているヘッドホン装着する。各試行は、最大変位が 6mm である基準刺激が最初に提示され、さらに 2 秒後にテスト刺激が提示される。被験者は基準刺激によって知覚したせん断力の最大値を 10 とした時の、テスト刺激によって知覚したせん断力の大きさを回答する。5 種類のテスト刺激 ( $d = 3, 4.5, 6, 7.5, 9$  mm) を左右に対して用い、各被験者に対して合計 10 回の試行を行った。

### 3.4 結果

図 4 は、推定されたせん断力の大きさと左右方向へのコンタクタの最大変位の関係をそれぞれ示している。各参加者について、実験データは  $f = kd^b$  と定義した指数関数に近似され、 $d$  は最大の変位、 $f$  は推定されたせん断力の大きさ、 $k$  および  $b$  は比例定数である。細い線は、各参加者のデータに関する近似直線である。参加者はすべて、大きな皮膚変位に伴い、大きなせん断力を知覚する傾向があったが、個人差があることが確認された。さらに、各参加者について、コンタクタの最大変位と知覚されるせん断力との間のスピアマン相関係数を算出した。すべての参加者について、大きなコンタクタの変位が大きなせん断力知覚につながることを示す高い相関係数 ( $\rho > 0.9, p < 0.05$ ) が確認された。

実線の黒い太線は、全被験者間で推定されたせん断力の大きさの幾何平均を算出したものである。指数  $b$  は 1.08 (左方向) と 1.03 (右方向) である。これは、被験者が知覚したせん断力がコンタクタの最大変位と共に単調に増加することを意味している。

実験結果から、臀部の皮膚のせん断変形がせん断力の知覚を誘発することが示唆された。知覚されるせん断力には個人差があるが、全ての参加者のデータにおいて、コンタクタの最大変位の増加が知覚するせん断力を単調に増加させるということが確認できる。また、左右のデータの間には同様の傾向がみられ、開発した装置が左右の方向に安定して機能することが確認された。

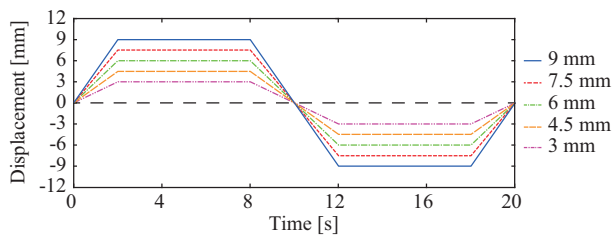


Fig.5 Five types of stimuli of the second experiment

#### 4 実験 2:臀部の皮膚変形による自己運動の加速感覚の誘発

本実験では、正確に知覚する加速度を制御することは目的とせず、臀部の皮膚変形が視覚誘導性自己運動感覚に及ぼす可能性を調査した。

##### 4.1 参加者

実験 1 と同じ 10 人が実験 2 に参加した。参加者は本実験の目的は把握していない。

##### 4.2 刺激

本実験では、知覚される加速度の大きさを推定するため、1 つの基準刺激と 30 のテスト刺激を用いた。

基準刺激は視覚刺激のみであり、黒い背景の上で白いパーティクルが横方向位運動するオプティカルフローである。各フレームのパーティクルの密度は、画面全体で 50 個程度であった。各試行で、視覚刺激の加速度は次のように遷移した：直線的に加速度が増加（2 秒間）、一定の加速度が持続（6 秒間）、直線的に加速度が減少（2 秒間）、正負を逆にして同様の挙動（10 秒間）。全ての試行で初速度は 0 であり、最終的な速度も 0 である。基準刺激の最大加速度は  $0.12 \text{ m/s}^2$  であった。

テスト刺激は視覚刺激と触覚刺激との組み合わせである。視覚刺激は最大加速度 ( $a = 0.06, 0.09, 0.12, 0.15, 0.18 \text{ m/s}^2$ ) のオプティカルフロー 5 種である。これらの値は、自己運動感覚を生起するのに十分な加速度として、経験的に決定したものである。5 種のテスト刺激の運動の仕方は、基準刺激の運動の仕方と同様である。触覚刺激は、図 5 に示すように、コンタクトの異なる最大変位 5 種 ( $d = 3, 4.5, 6, 7.5, 9 \text{ mm}$ ) である。これらは、オプティカルフローの加速度の挙動と同様である。合計 30 種のテスト刺激 (5 種の視覚条件  $\times d = 0$  を含む 6 種の触覚刺激) が用いられた。2 つのコンタクトは同じ挙動を示し、方向は視覚刺激の運動方向と反対の向きであった。

##### 4.3 手順

まず実験 1 と同様に、コンタクトの初期位置を参加者毎に調整した。参加者は臀部臀部力覚提示装置に着座し、顎を顎台に載せ、ピンクノイズが再生されているヘッドフォンを装着した。参加者はディスプレイを注視し、キーボードを使用して試行を開始し、自己運動の加速感覚に関する質問に回答した。

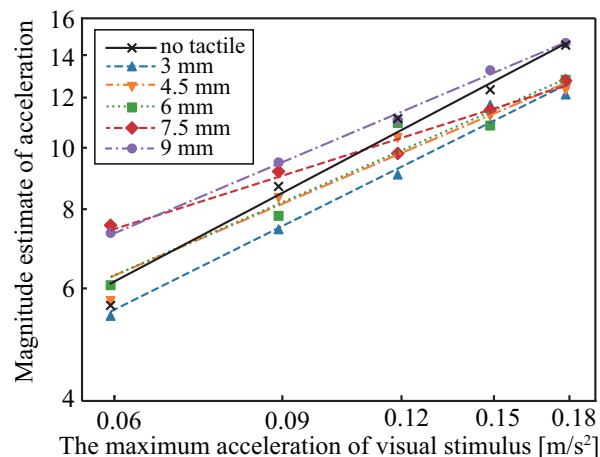
各試行では、基準刺激を 20 秒間提示し、続いてテスト刺激を 20 秒間提示した。2 つの刺激間の感覚は 2 秒間であった。2 つの刺激を受けた後、参加者は、基準刺激で感じた自己運動の加速感覚を 10 とした時の、テスト刺激で感じた自己運動の加速感覚の主観量を回答した。参加者が 10 と回答した場合、つまり基準刺激とテスト刺激とで感じた自己運動の加速感覚が同程度だと回答した場合、強制二択問題に移行し、基準刺激とテスト刺激でどちらの方が強く自己運動の加速感覚を感じたかを回答した。この結果は本稿では使用されなかった。

各参加者は、60 試行 (テスト刺激 30 種  $\times$  左右方向) を 5 試行ごとに 1 分以上の休憩をとりながら行った。

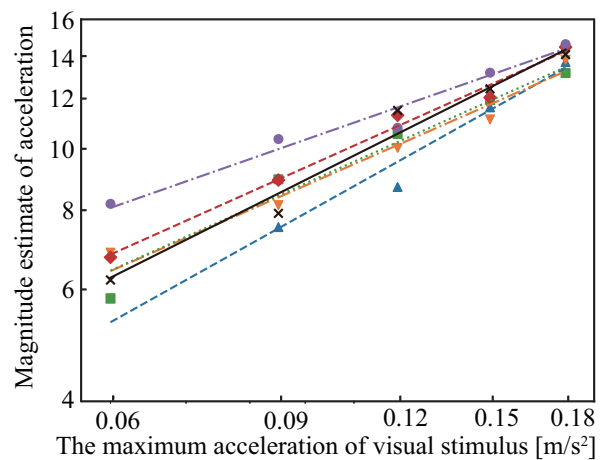
##### 4.4 結果

図 6 にオプティカルフローの加速度の最大値と、自己運動の加速感覚のマグニチュード推定値の幾何平均との関係を示す。

知覚した加速度は全ての 12 触覚条件 (6 条件 ( $d = 0, 3, 4.5, 6, 7.5, 9 \text{ mm}$ )  $\times$  左右方向) において、視覚刺激の加速度が増加するにつれて増加する傾向にある。この傾向は、臀部への



(a)



(b)

Fig.6 Magnitude estimates of acceleration. (a) Left direction. (b) Right direction.

力覚提示が視覚刺激に加えられても、参加者は視覚誘導性自己運動感覚により加速する感覚を知覚することを示している。

視覚刺激の加速度が小さい場合には、条件間の推定値のばらつきが大きくなる傾向があり、視覚刺激の加速度が大きい場合にはばらつきが小さくなる傾向にある。

我々は視覚刺激に触覚刺激を加えることによって、知覚する加速感覚が常により大きく見積もられると予測していた。しかし実際には触覚刺激を提示することによって推定値が小さく見積もられる条件もある。触覚刺激条件間で比較すると、3 mm の条件では他の条件に比べて小さく見積もられ、9 mm の条件では大きく見積もられる傾向が見られる。したがって、参加者は触覚刺激によって自己運動の加速感覚が誘発され、異なる加速感覚を感じたと考えられる。そこで、自己運動の加速感覚がコンタクトの移動量に依存するかについて、統計的に分析を行った。

図 7 は臀部臀部力覚提示装置のコンタクトの変位と、極端な外れ値を除いた主観的等価加速度との関係を示している。Shapiro-Wilk 検定は、すべての条件が正規分布であることを示した。One-way ANOVA は、左右ともに、触覚条件の間で主観的加速度が有意に異なる条件が存在することを示した ( $p = 0.023, p = 0.022$ )。

Tukey-Kramer 検定により、各触覚条件間での検定を行った所、触覚なし条件と他の触覚あり条件との間に有意差は確認されなかった。しかし、異なる最大変位の条件 (3, 9 mm) ( $p = 0.035$  (左方向),  $p = 0.041$  (右方向)) において有意差が確認された。

この結果は臀部の皮膚変形が自己運動の加速感覚に影響を及ぼしていることを示唆しており、臀部の皮膚の変形量を大きくすることで、知覚する自己運動の加速感覚を大きくすることが示唆された。



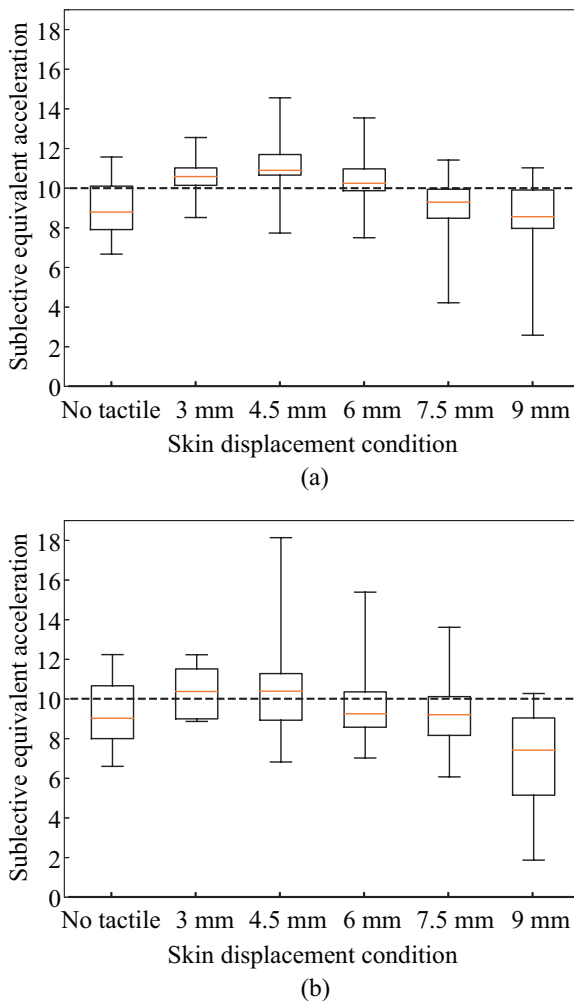


Fig.7 Subjective equivalent acceleration. (a) Left direction. (b) Right direction.

## 5 考察

実験1では、臀部力覚提示装置のコンタクタの変位と、臀部で知覚するせん断力との関係を調査した。その結果、知覚したせん断力は、近似モデルの指数がいずれの方向においてもほぼ1であり、つまりコンタクタの変位に対してほぼ線形に増加することが示された。同様の線形性が指腹部の力覚提示に関する関連研究で報告されている。Gleesonらはせん断方向の皮膚変形量と、発生するせん断力の間に関係性があることを報告している[1]。また、Pareらは指腹部に提示したせん断力と知覚した力のマグニチュード推定値が線形の関係にあることを報告している[9]。実際に力が生じた際の皮膚変形と、本デバイスによる皮膚変形との間には差異があるが、従来の研究と同様にせん断力の知覚を誘発させることが可能であると言える。

また、近似モデルの指数が1.08(左方向)と1.03(右方向)であり、いずれの方向においても同様の傾向が確認された。これらの結果は、提案した臀部力覚提示装置が誘発した力が、再現性を有することを示している。また、提案された初期接触点の較正方法が適切であったことも示唆している。

実験2では、視覚誘導性自己運動感覚によって誘発された加速感覚に対する臀部力覚提示装置による効果を調査した。その結果、コンタクタの変位が3mmの条件と9mmの条件との間で、知覚する自己運動の加速感覚に有意差が確認された。この結果は、臀部の皮膚変形によって誘発されたせん断力が、知覚される自己運動の加速感覚を増幅させることができることを示唆している。一方で、視覚刺激のみの条件に対して触覚ありの条件は必ずしも加速感覚が増幅するとは限らず、むしろ小さな皮膚変形によって加速感覚が小さくなることを確認できる。両宮らも振動の仮現運動

の速度と自己運動の速度感覚との関係において同様の傾向があることを報告している[7]。臀部へのせん断力とは実際運動している際に生じる現象であり、視覚刺激と整合していないせん断力知覚によって自己運動感覚が小さく見積もられた可能性がある。高い自己運動感覚を得るためには視覚刺激と整合のとれた触覚刺激が必要であり、それらを特定するためにさらなる調査が必要である。

## 6 結言

我々はヒトの左右の臀部の皮膚に対してせん断変形を提示する新しいデバイスを開発した。臀部の皮膚変形がせん断力および自己運動の加速感覚の知覚を誘発させるかどうかを調べるために2つの実験を行った。実験1では、マグニチュード推定法を用いて、臀部の皮膚変形によって知覚されたせん断力を評価した。その結果、皮膚の変形量が大きくなればなるほど、知覚するせん断力も大きくなるということがわかり、臀部力覚提示装置が臀部へのせん断力提示に有効であるということが示された。実験2では、臀部の皮膚変形が、視覚誘導性自己運動感覚による加速感覚に影響を与えるかを調査した。その結果、触覚刺激なしの条件と触覚ありの条件との間で自己運動感覚に有意差は確認されなかった。しかしながら、臀部の皮膚の最大変位の差が、自己運動の加速感覚に影響を及ぼしていることが示唆された。したがって、臀部の皮膚変形がせん断力の知覚を誘発し、自己運動の加速感覚に影響を与える可能性があることがわかった。

今後の展望として、コンタクタの変位の自由度を2自由度にすることが挙げられる。また、人体に対して前後方向の臀部の皮膚変形による力覚提示は、前後方向の自己運動感覚の誘発の可能性に加え、左右の変形量に差をつける事によって、回転運動する感覚を提示できる可能性もある。

## 謝辞

本研究は、ImPACTプログラム「タフ・ロボティクス・チャレンジ」の支援を受けたものである。

## 参考文献

- [1] Brian T Gleeson, Scott K Horschel, and William R Provancher. Design of a fingertip-mounted tactile display with tangential skin displacement feedback. *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 3, No. 4, pp. 297–301, 2010.
- [2] Kouta Minamizawa, Souichiro Fukamachi, Hiroyuki Kajimoto, Naoki Kawakami, and Susumu Tachi. Gravity grabber: wearable haptic display to present virtual mass sensation. In *ACM SIGGRAPH 2007 emerging technologies*, p. 8. ACM, 2007.
- [3] Jason Wheeler, Karlin Bark, Joan Savall, and Mark Cutkosky. Investigation of rotational skin stretch for proprioceptive feedback with application to myoelectric systems. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 18, No. 1, pp. 58–66, 2010.
- [4] A Berthoz, B Pavard, and LR Young. Perception of linear horizontal self-motion induced by peripheral vision (linearvection): basic characteristics and visual-vestibular interactions. *Experimental brain research*, Vol. 23, No. 5, pp. 471–489, 1975.
- [5] Aleksander Valjamae, Pontus Larsson, Daniel Vastfjall, and Mendel Kleiner. Travelling without moving: Auditory scene cues for translational self-motion. Georgia Institute of Technology, 2005.
- [6] Taro Maeda, Hideyuki Ando, and Maki Sugimoto. Virtual acceleration with galvanic vestibular stimulation in a virtual reality environment. In *Virtual Reality, 2005. Proceedings. VR 2005. IEEE*, pp. 289–290. IEEE, 2005.
- [7] Tomohiro Amemiya, Koichi Hirota, and Yasushi Ikei. Tactile apparent motion on the torso modulates perceived forward self-motion velocity. *IEEE transactions on haptics*, Vol. 9, No. 4, pp. 474–482, 2016.
- [8] Bernhard E Riecke, Aleksander Våljamäe, and Jörg Schulte-Pelkum. Moving sounds enhance the visually-induced self-motion illusion (circularvection) in virtual reality. *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)*, Vol. 6, No. 2, p. 7, 2009.
- [9] Michel Paré, Heather Carnahan, and Allan M Smith. Magnitude estimation of tangential force applied to the fingerpad. *Experimental Brain Research*, Vol. 142, No. 3, pp. 342–348, 2002.