

人間の運動時の足底力触覚提示装置の研究開発

代表研究者

大谷 拓也

早稲田大学 理工学術院総合研究所 次席研究員

1 はじめに

近年、ロボットの遠隔操作やバーチャルリアリティ（VR）体験のリアリティ向上のために、人間が作業に用いる手や腕に力や触感を再現する研究がさまざま行われている[1-3]。足裏は手に次いで感覚が鋭敏であるといわれており[4, 5]、立位や歩行など運動時の安定性に重要である[6, 7]。足裏に力や触感を再現できれば、VR 体験時において、操作者が意図した運動時に本来得られる地面からの反力などを提示することによる遠隔存在感の向上や、ロボットの足裏が受ける力を人間にリアルタイムに再現することにより全身を用いてロボットの遠隔操作といった応用が期待できる。

手部を対象とした力触覚提示は主に作業時の感覚再現に必要であり、足底を対象とした力触覚提示は、情報の代替伝達部位としての利用や歩行運動感覚再現に重要であると考えられ、足底触覚提示手法が研究されてきた。久米らは、両足裏合計 4 点に振動刺激を与えることで、ファントムセンセーションを利用した移動方向指示や足元の仮想物体の移動情報の提示を行い、人間の足裏を介した情報伝達の可能性を検討した[8]。岡野らは、振動ではなく空気圧アクチュエータを用いた押圧により足底 128 点に 3.5[N] 程度の力刺激を与える手法を提案し、物体位置認識の精度を評価した[9]。また、Visell らは、人間の歩行時に足裏が接触している床を振動させることで異なる床面の柔らかさを提示可能であることを示している[10]。さらに雨宮らは、VR 空間において仮想操作対象が歩行している際に歩行着座状態の被験者の足底に歩行時と同様の振動刺激を与えることで、実際の動作を伴わず提示された歩行感覚においても身体近傍空間認識が変化することを示した[11]。VR 体験のリアリティ向上のための運動感覚提示として、Turchet らは、VR 空間においてコンピュータグラフィック上のキャラクタが歩いている際、操作者に聴覚刺激と足底への歩行振動刺激を行うことで、歩行感のリアリティが向上することを確認した[12]。

先行研究で行われている足底疑似感覚提示では、足底刺激以外の刺激と組み合わせることで歩行運動感の提示が達成されているが、足底への刺激のみによる複数種類の運動感の提示を実現しているものはない。これは、疑似感覚刺激は伝達したい情報のみに絞って提示するため情報量が低減してしまうためであると考えられ、先行研究においても足底刺激以外に与えている視覚刺激といった他の刺激の重要性が示唆されている[12]。また、人間が日常的に受ける刺激とは異なるため、使用者が、提示された力を実際の感覚と関連付ける学習をする必要がある。一方、筆者らは、人間の足底力覚は運動時の安定性維持に重要であることから、実際の運動時に忠実な力覚提示は多様な運動の識別を可能とする情報量を有し、擬似的な情報提示を自身の培った運動感覚と整合させるよう学習する必要もないと考えた。具体的には、他の感覚入力や事前学習が無くとも、足底力覚情報だけを用いて歩行や跳躍といった運動の識別も可能になると考えた。しかし、他の部位と比べ足底は、人間の運動時には自重程度の大きな力を受けるため手に比べて受ける力が非常に大きく、この大きな力を足裏に提示することはこれまで行われていない。人間の自重程度の力を忠実に提示すると装置の大型化により使用者の移動というモビリティを損なうことが要因の一つであると考えられる。

本研究では、運動時の大きな垂直床反力を再現可能な足底力覚提示装置を開発し、足底力覚情報のみにより運動を識別できるかを検証することを目的とする。本論文では、まず歩行や走行中に人間の足裏に加わる力と同じ大きさの分散した床反力を加えることができる足底力覚提示装置について述べる。次に、足底力覚提示装置の性能評価として、実際に人間の運動時の床反力を提示できるかどうか、また、提案装置により足底の力の情報のみに基づいて他者の動きを識別できるかを確認した。これまで確認されていないこの結果は足底力感覚提示の重要性を示している。

2 足裏力覚提示装置の設計・製作

2-1 足底力覚提示装置の製作

人間は歩行時に自分の自重程度の床反力を受けるのに対し[13]、跳躍や走行時に 3 倍程度の床反力を受ける[14]。人間の多様な動作時の床反力を提示するため、以下を要求仕様とした。

- 足底の4点に独立して力を加える
- 人間の走行時の足裏反力以上の力（2100N）が発揮できる
- 人間の走行時において圧力曲線が接地時から最大値に至るまでにかかる時間以内（30ms）で応答する
- 人の足裏（サイズ目安 23-29cm）に刺激を与えられるサイズに収まる

まず足底刺激点について、理想的には足裏全体を微小に細分化し独立に大きな力を加えられれば、あらゆる局面で使用できる。ただし、歩行時や走行時のような大きな力を印加するには機構も大型化せざるを得ないため、刺激点数は限られる。そこで、人間の足裏の刺激受容器の分布[15]と人間の歩行時や走行時の圧力分布データ[16, 17]を確認した。刺激受容器は足裏全体に様に分布するのではなく、親指、拇指球から小指球、踵部に多いことが分かっている。また、歩行・走行時の圧力分布データを見ても、親指、拇指球、踵で検出される圧力が大きい。そこで、本研究では、足底反力提示のための最少刺激点数として親指、拇指球、小指球、踵の4点とした(Fig. 1)。

印加する力の最大値に関しては、上記の人間の走行時のデータから、対象者の体重の3倍程度になることが分かるため、本研究では体重70[kg]の人間まで対応可能とするため、約2100[N]以上の力を発揮可能とすることにした。機構の応答性に関しては、人間の走行時の圧力の応答性を目標とした。先行研究[16]より、走行時に踵部が着地してから床反力が最大になるまでの時間である約30[ms]以内に最大力を印加できることを目標とした。サイズに関しては、本研究では日本人成人の一般的な足サイズとして、全長23-29cmの足サイズに対応し、またそれぞれの被験者の足裏の各刺激点を刺激できるよう、それぞれの刺激点を水平方向に数[cm]位置調整できることとする。

装置の形態として、使用者の接地状態および体重の影響を受けないよう、使用者が椅子に座った状態で装置の上に両足を置き足部と大腿部を固定する形態とし、(Fig. 2)、足裏の刺激受容器が集中している4か所の特徴点（親指・拇指球・小指球・踵）をそれぞれ直動機構により押し力を印加する構造とする。また、各直動力再現ユニットは個々人の足サイズに合わせられるように、水平位置を調整可能とする。開発した装置をFig. 3に示す。まず装置の使用形態に関して、上述の要求仕様で説明した通り、本研究では歩行だけでなく跳躍などさまざまな運動時の足底反力と同程度の力を提示することを目的とする。しかし、使用者が自身の足で立っている立位の状態では、常に自身の自重に相当する力を床面から受け続ける必要がある。特に跳躍や走行運動時には両足とも床面から離れ力を受けない期間が存在するため、使用者が常に床反力を受けてしまう単なる立位の状態では、跳躍や走行運動時のように床反力が存在しない期間も含む運動時の床反力を提示することが出来ない。そのため、使用者が着座状態で本装置を使用することで自身の体重は椅子により支えることとし、足は上下に動かないよう装置に固定することで、提示力が無い期間も再現可能とする。また、

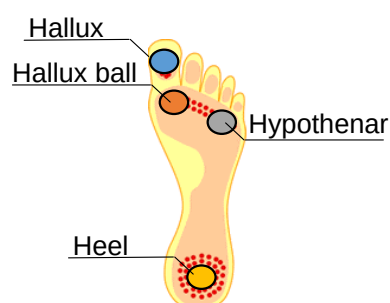


Fig. 1 Stimulation points in the foot.

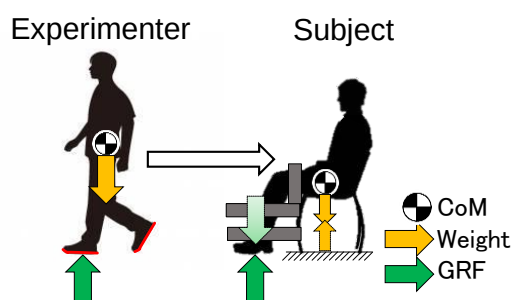
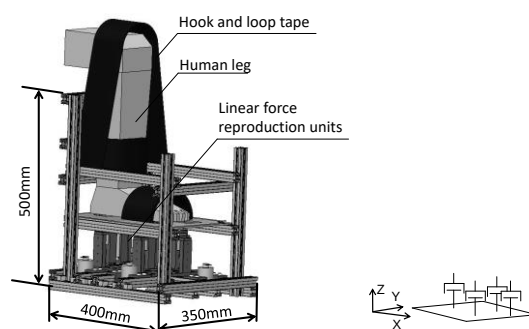


Fig. 2 Overview of the proposed system.



(a) CAD (b) DOF Configuration

Fig. 3 Developed plantar haptic display. Hook and loop tapes are used for fixing the human's leg with the device.

足を固定せず座っているだけの状態で使用者の足裏に大きな力を加えると使用者の足が浮き上がってしまうことを防ぐ。以下、各部の詳細を述べる。

直動力再現ユニットは、人の歩行時に足裏にかかる大きな力を印加できるよう、ブラシレス DC モータとボールねじを用いた直動機構を用いる (Fig. 4)。一般的な直動機構としては様々なものが提案されている。ボールねじを用いた機構は大きな力も許容しバックラッシュが小さい。ラックとピニオンを用いるものも許容荷重は大きい、バックラッシュが大きく微細な制御に向かない。ベルトを用いるものは、鉛直方向の大きな力を回転軸では受けられず許容荷重が小さい。そのため、本研究ではボールねじを用いることとした。ボールねじを用いた機構では、ボールねじのシャフトをモータにより回転させると、ナットが直動する。ナットに刺激部を取り付け鉛直方向に動かし、足裏に力を印加する。ボールねじのシャフトは水平方向の力にあまり強くなく、刺激部を足裏に押し付けた際の水平方向の内力が刺激部およびナットにかかるシャフトが変形してしまう。そのため、ボールねじと並行にリニアガイドを用いて、リニアガイドの可動部であるブロックも刺激部に取り付けることで、水平方向の力をリニアガイドが負担する構造とする。ボールねじの使用において、必要回転数 N および必要瞬時最大トルク T_{max} [N] は下記のように決定される。

$$N = \frac{L}{t} \cdot \frac{60}{P_B} \quad (1)$$

$$T_{max} = \frac{F \cdot P_B}{2\pi \cdot \eta} + \frac{N \cdot J \cdot 10^{-4}}{t} \quad (2)$$

ここで、 L は直動部のストローク [mm]、 t は直動部移動時間 [s]、 P_B はボールねじのリード [mm]、 F は印加荷重 [N]、 η はボールねじの機械的効率、 J は負荷慣性モーメント [g cm²] である。上記により、用いるボールねじ (ミスミ社, C-BSSCK0802) およびサイズ対出力の高いブラシレス DC モータを選定した (Maxon 社, EC-i40, 公称電圧 36 [V], 最大連続トルク 137 [mNm])。選定におけるパラメータを表 1 にまとめる。開発した機構ではボールねじを垂直に使用するため、装置全体が鉛直方向に大きくなりすぎるのを避けるため、ブラシレス DC モータをボールねじの横に配置し、ベルトとプーリで回転を伝達する。要素部品以外の構造部材は、土台になるものはジュラルミン製とし、それ以外は PLA 樹脂製とし 3D プリンタを用

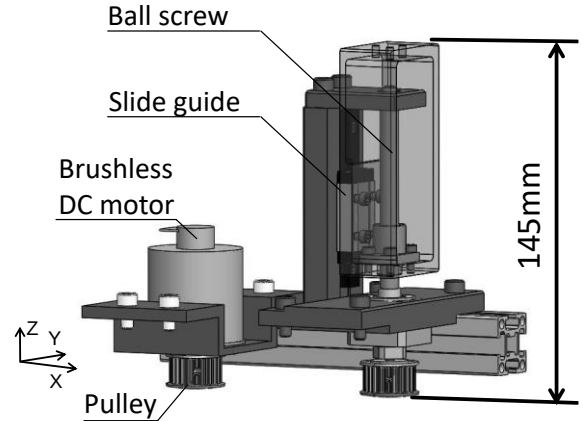


Fig. 4 CAD of the linear force reproduction unit. In addition, a contact part is implemented on the upper part.

Table I. Parameters for design.

Parameter (unit)	Value
Responding time (ms)	30
Stroke of a ball screw (mm)	8
Lead of a ball screw (mm)	2
Mechanical efficiency of a ball screw	0.9
Load inertia moment (g cm ²)	52

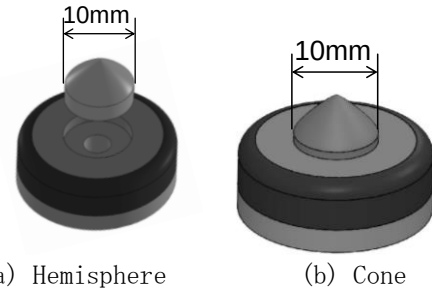


Fig. 5 CAD of the contact part. A diameter is 10 [mm], and a height is 5 [mm]. In (a), a pressure sensor can be inserted under a hemisphere contact part.

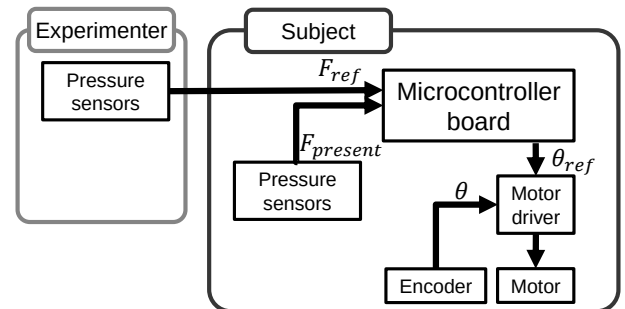


Fig. 6 Schematic view of the proposed system.

いて製作した。足裏と接触する部分には圧力センサを搭載し、印加力を測定して力フィードバック制御を行うことで目標の印加力を実現する。上述のとおり本装置を使用する被験者の足は動かないように固定されているため、装置を使用開始するときには直動ユニットが被験者の足底に触れる状態を初期位置とし、モータの回転角度を提示力に応じて制御する。

足裏との接触部の形状は、接触面積によって圧力が変化し、その柔らかさによって応答性も変化するため人間の足底感覚にとって重要であると考えられる。しかし、前節で述べたとおり、足底を押すことによる力覚提示はこれまでに行われていないため、どのような形状・材質がよいか参考になる情報がなかった。本研究では、実験を行い、実際の歩行時と近い感触が得られる材質と形状を選定した。接触点は、プラスチックだけでなくゴム素材も成形可能な3Dプリンタを用いて、クロロプレンゴム製の御椀型として製作した(Fig. 5)。

システム構成図をFig. 6に示す。力を計測するために、圧力センサ(FlexiForce, Tekscan Inc.)を用いた。圧力センサは、提示する足底反力の目標値をリアルタイムに計測するものと、実際に引加している力を計測するものの2セットがある。圧力センサのアナログ電圧出力の受け取りとデータ処理およびモータの制御はマイクロコントローラボード(NUCLEO-F401RE, STMicroelectronics)およびブラシレスDCモータドライバとしてM3 TITech Driver(Hibot社)を用いた。モータの制御では簡便なものとして、上位のマイクロコントローラボードでは足底反力の目標値計測センサで計測した目標値と、実際に提示している圧力の差分に応じて、モータドライバに送る角度指令値を周期1[ms]で計算しモータドライバに送信する(式3)。

$$\theta_{ref} = \theta_{ref_previous} + K(F_{ref} - F_{present}) \quad (3)$$

ここで、 θ_{ref} はモータドライバに送る角度指令値[deg]、 $\theta_{ref_previous}$ は1周期前にモータドライバに送った角度指令値[deg]、 K は制御ゲイン、 F_{ref} は目標値計測センサで計測した力目標値[N]、 $F_{present}$ は実際に提示している力[N]である。マイクロコントローラボードとモータドライバはCAN通信により接続されており、式(3)により計算した角度指令値をモータドライバが受け取ると、これを10点に線形補完し0.1[ms]ごとの角度指令値とする。これとモータに搭載されているインクリメンタルエンコーダで計測した実際の回転角度情報により制御周期0.1[ms]でPID制御を行いモータへの出力電圧を制御する。マイクロコントローラボードでの制御ゲイン K およびモータドライバでのPID制御ゲインはそれぞれ実験的に調整した。

また、足裏への振動刺激のために、与圧部に振動モータを組み込んだ。1つの与圧部に対して4つの振動モータを配置し、振動の強弱や位相の調整により振動に移動方向感覚を追加した。振動モータが固定された外枠部を4つ円周上に並べることで、与圧部に均等に振動子が配置されている。この外枠部を

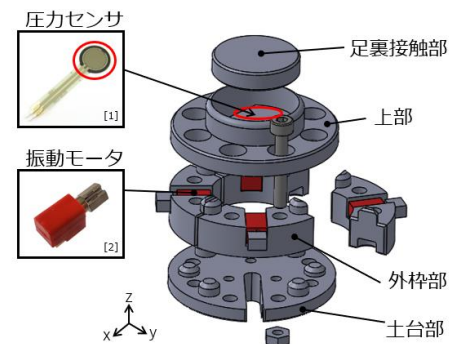
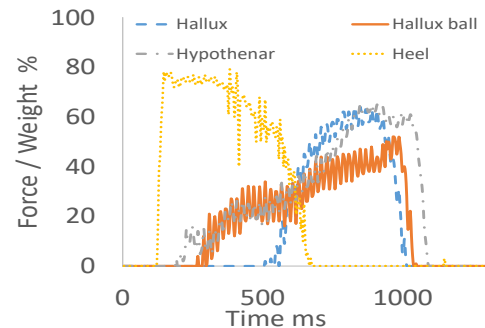
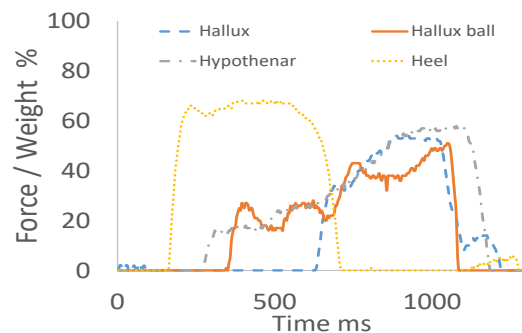


Fig. 7 Vibration device for a plantar haptic display.



(a) Measured force of the experimenter



(b) Force reproduced to the subject

Fig. 8 Plantar reaction forces of one step on one walking experiment.

土台部と上部で挟み、ボルトとナットを用いて与圧部全体の固定を行う。与圧部の直動機構への取り付け方法として、土台部と直動機構の上部に3点のねじ穴を切り、ボルトによって固定する (Fig. 7)。振動モータは与圧部ユニット1個につき4つ取り付け、それらを同時に単方向に駆動するような回路としている。信号線のパルス幅を変更することにより振動の強弱・周期を調整可能である。振動モータの回路は MOSFET 2SK2796L(Nch)によりスイッチング回路で構成されている。振動モータの駆動応答を高速にするために今回は FET によるスイッチング回路を採用した。さらに、電極を敷き詰めた電気刺激デバイスを試作し、電気刺激による足裏の摩擦感覚提示について検討を進めた。

3 足底力覚提示実験

3-1 足底力覚提示による動作判別

本実験では、人間の歩行時の鉛直床反力を4点で計測し、それを目標値として、別の被験者に再現することとした。実験は、健康な男性被験者3名 (年齢: 22.3 ± 0.7) に対して行い、装置は右脚に装着する。具体的な実験の手順は、まず被験者が椅子に座った状態で足底力覚提示装置を装着し、親指、拇指球、小指球、踵を刺激できるよう刺激点の位置を調整する。実験者の足底の親指、拇指球、小指球、踵には圧力センサを装着しておき、実験者が歩行しその際の足底反力と同等な刺激を被験者に与える。実験結果として、提示目標である計測足底反力および実際の提示足底反力を Fig. 8 に示す。実験者の歩行時に計測した力および被験者に印加した力は、それぞれ実験者、被験者の体重で正規化している。計測したものと提示したものを比較すると、同等の足底反力が提示できていることが確認できる。本実験及び後述する識別実験はともに、所属機関の倫理審査委員会による実験方法審査を受け承認されている (2019-163)。

本実験では、足底力覚情報のみにより、動作の識別が可能かを確認した。実験は、健康な男性被験者7名 (年齢: 23.3 ± 0.7) に対して行った。本実験で対象とする動作は、前歩き、後ろ歩き、その場足踏み、足底接地跳躍、爪先接地跳躍、段差昇り、片足スクワットの7種類とした。足底接地跳躍・爪先接地跳躍では地面と接地する足、段差昇りでは後脚、片足スクワットでは立脚の足底力覚情報を用いる。具体的な実験の手順は、まず被験者が椅子に座った状態で足底力覚提示装置を装着し、親指、拇指球、小指球、踵を刺激できるよう刺激点の位置を調整する。被験者にアイマスクおよびヘッドフォンを装着し、実験者の足底の親指、拇指球、小指球、踵には圧力センサを装着しておき、実験者が7種類のうちのいずれかの動作を3回行うことで、足底刺激を被験者に与える。足底刺激を受ける被験者は7種類の運動のいずれかが行われることを事前に知っており、自身が受け



Fig. 9 Photo of the experiment for motion recognition. The person of the right side is an experimenter who performed motions. The person of the center is a subject who wore a blindfold, a headphone, and the developed plantar haptic display on the right foot.

Table II. Correct-answer rate by the subjects.

Subject	Correct-answer rate %
A	60
B	70
C	80
D	60
E	90
F	80
G	90

Table III. Correct-answer rate by the motions.

Motion	Correct-answer rate %
Forward walking	100
Backward walking	100
Stepping on the spot	50
Jumping on the sole	55
Jumping on the toe	90
Climbing steps	91
Squatting on one foot	56

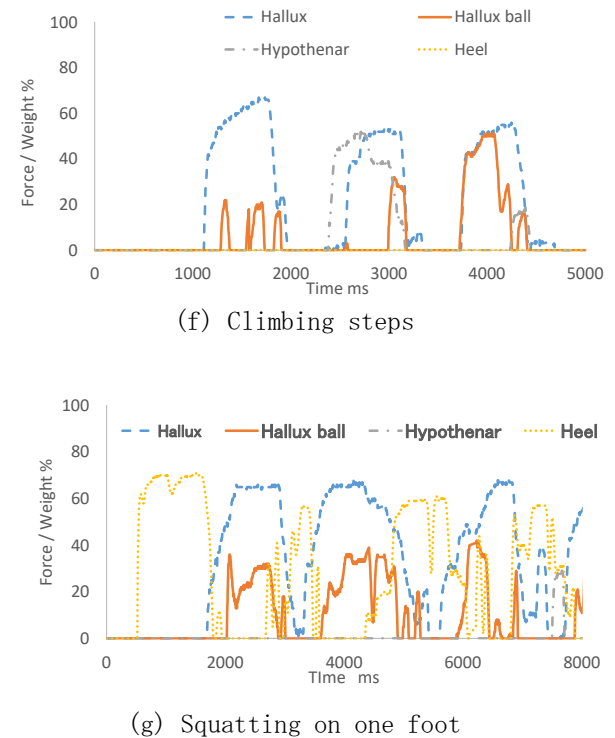
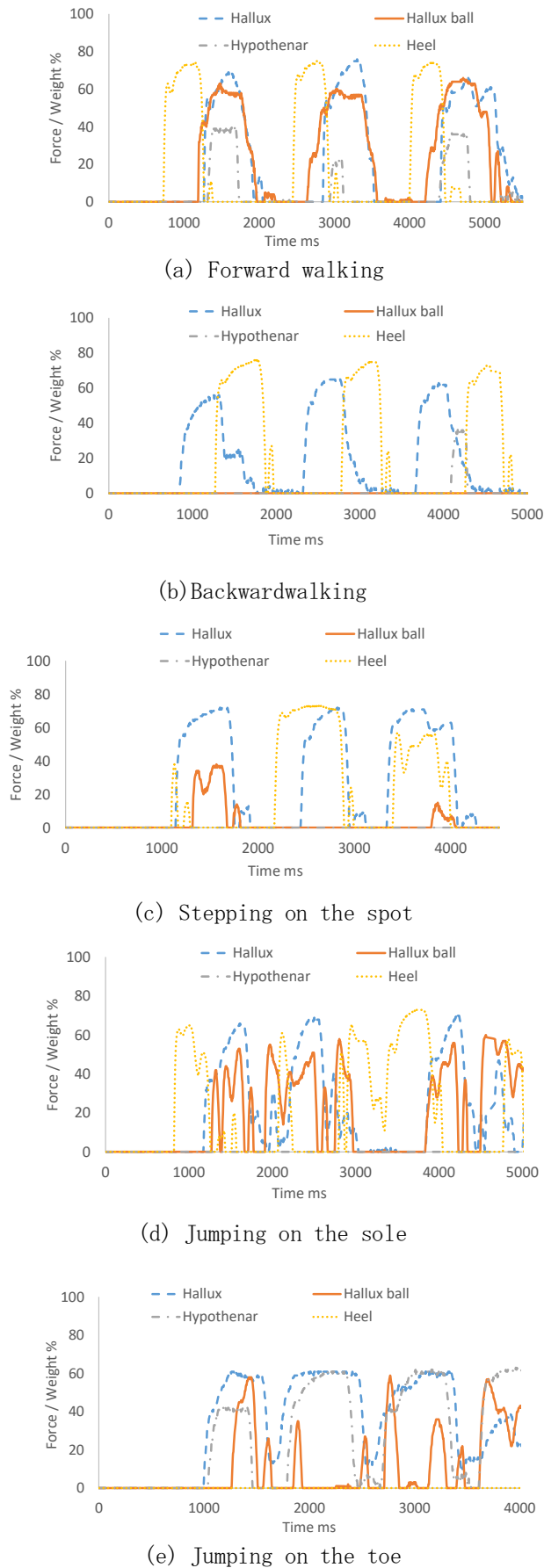


Fig. 10 Presented reaction forces of various motions.

た足底刺激から実験者の動作を推定する。これを 1 被験者につき 10 回連続して行った。試行の割り振りにおいては、10 回の内は最初の 7 回は、各動作を 1 回ずつランダムに行い、残り 3 回は 7 種類の動作のうちから 3 つをランダムに出題した。

実験結果として、被験者別の正答率および動作別の正答率をそれぞれ Table 2, Table 3 に示す。被験者別に見ると最低でも 60% 以上の正答率となり足底力覚情報のみによりある程度の動作判別が可能である可能性が示唆された。また、全試行における提示動作に対する回答数を Table 4 に示す。

まず歩行時床反力提示実験について、印加力が急速に減少した際に少し上がる挙動が見られるが、瞬間的に足と提示装置が離れてしまうために挙動が安定しないと考えられるため、装置の接触部と足裏との距離も含めた制御を行うなど、改良を進める。また、本実験ではセンサにより取得した計測足底反力にローパスフィルタをかけて提示したため、周波数の高い振動成分は除いて提示している。実用化を考えた際に、そもそも人間の足底感覚がどの程度鋭敏であるかはまだ分かっていないため、本装置を用いて検証を進められると考える。また、個々人ごとに足底各点への床反力の遷移は同じ運動であっても異なるが、複数の他人の足底反力を提示された場合違うものであると事前に伝えずとも、それぞれが異なる人物のものであると認識できることも確認した。

Table IV. Correct-answer rate by the motions.

		Experimenter motion						
		Forward walking	Backward walking	Stepping on the spot	Jumping on the sole	Jumping on the toe	Climbing steps	Squatting on one foot
Number of answers	Forward walking	10	0	1	1	0	0	0
	Backward walking	0	10	1	0	0	0	1
	Stepping on the spot	0	0	5	2	0	0	3
	Jumping on the sole	0	0	2	6	0	0	0
	Jumping on the toe	0	0	0	0	9	0	0
	Climbing steps	0	0	1	0	0	10	0
	Squatting on one foot	0	0	0	2	1	1	5

次に動作識別実験について、動作別判別率について考察すると、前歩きおよび後ろ歩きについては 100%、爪先接地跳躍・段差昇りについては 90%と高い正答率が確認できた。これは、今回の 7 種類の動作のうち、刺激を与えた 4 点の力が順番に変化していくため特徴を識別しやすい動作であったためであると考えられる。前歩きや後ろ歩きに関しては、踵から爪先、爪先から踵のように足底内での圧力中心の移動が明確であり (Fig. 10(a), (b)), 段差登りや爪先接地跳躍はそもそも踵を接地せず、さらに爪先接地跳躍は着地の際の親指や拇指球の床反力が大きい。

一方、その場足踏み、足底接地跳躍、片足スクワットに関しては正答率が低かった。片足スクワットに関しては全動作中唯一実験時間中ずっと立脚し続ける動作であるという特徴があるにも関わらず正答率は高くない。これは、その場足踏みや足底接地跳躍、片足スクワットはそもそも運動として日常的に行うものではないためであると考えられる。Table 4 から分かるとおり、正答率が低い運動に対する回答はその他の特定の運動に偏るのではなく、分散している。このため、自身の動作時のイメージがはっきりとしていない運動は比較が困難である可能性があり、また個々人によって所作が異なる可能性もあるので推定精度が下がることが考えられる。所作が各人で異なるとすれば、今回の実験者が提示した 7 種の運動のうち、一部は日常的だが、残りは日常的でないことも考えられるため、異なる実験者の運動時のデータを提示することで、検証を進める。また、本提案システムを実際に VR 空間における動作識別に用いる場合、アプリケーションに応じたどの程度の識別率であれば十分かは異なると考えられ、さらに単なる識別の正誤のみならず、どの程度違和感が生じているのかも含めて検討していく必要がある。

3-2 足底力覚提示による重心位置推定

上述した足裏反力再現装置を用いて足裏反力を提示し、被験者が推定した重心投影点を回答システムにより回答してもらった。提示する足裏反力データは実験者の足裏に貼りつけた圧力センサにより測定する。同時に真値としての正確な重心投影点を測定するため、実験者は床反力計の上に両足で立ち、上半身を右側 (X 正方向) と前側 (Y 正方向) にそれぞれ傾けることで重心を移動させた際、片足ごとに 4 点、両足合計 8 点の足裏反力を圧力センサにより計測し保存した。また、床反力計は四隅に力センサが内蔵され、各センサにより計測した力とモーメントデータから 1ms おきに重心投影点を算出し保存している。上記により取得した 2 方向の動作時の提示目標反力およびそれらを 0.1 倍した反力の計 4 種類を目標値として、健康な男性被験者 3 名 (年齢: 23.3 ± 0.5) に対して提示した。被験者には、実験者が立位の状態で上半身のある方向に傾けた際の足裏が受ける力を足裏刺激装置により再現するため、その刺激から重心投影点を推定して回答して欲しいとの指示をした。被験者はまず靴下のみを履いた状態で椅子に座り、実験者が足裏反力再現装置を被験者の両足に装着する。被験者の足裏の各刺激点に刺激装置位置が合っているかを確認し、被験者に回答システムを起動したノートパソコンを持ってもらい、合図を出した上で 4 種類の足裏反力を順不同で提示しその都度回答してもらった。各試行では、まず実験者が両足立位の姿勢をとっている際の足裏反力を提示されることで各被験者はその重心投影点までマウスカーソルを移動させ、その後実験者が上半身を傾けることにより重心位置が変化したことを感じ、マウ

スカーソルの位置を移動させる。重心投影点の位置は、左右の足の間隔や被験者の足のサイズに応じて変化するため、本実験では、左右の足の間隔は左右の足裏刺激装置の間隔を全被験者を通じて同じ条件とし、前後については、各被験者が重心投影点回答システムを用いて回答した画面上の重心投影点位置に対して、画面上の足裏と各被験者の足サイズ（足長）の比率を反映させ推定座標を算出した。

実験結果より、足裏4点への足裏反力の分散提示により、重心投影点位置を推定可能であることが示唆された。各被験者の推定した重心投影点の誤差は、等倍提示の場合と0.1倍提示の場合とで違いが生じているが、被験者数が少ないため、さらに被験者数を増やした検証が不可欠である。本研究の範囲では重心投影点の移動方向については全被験者が推定できていると考えられ、重心投影点の位置推定精度については、被験者によって数[cm]のばらつきが見られた。特に、移動前の両足立位状態の重心位置にばらつきが見られるが、これは今回刺激したのが前足部と後足部の中の計4点であり、土踏まず部や外足部のような中足部の刺激が無かったため、精度が低くなったものであると考えられる。本来、土踏まず部は床面と接触する可能性が低い部位であるが、外足部は歩行時などにも接触する可能性が比較的高い部位であるため、外側部にも刺激点を追加することで位置推定精度は向上できると考える。各被験者間でも重心投影点推定結果に差が見られるが、個々人の普段の生活や運動能力と関連があるかは、さらに被験者を増やして検証を行う必要がある。ただし、本システムを用いて自身の重心を推定した場合どの程度の精度になるかといった、人間の重心位置推定能力については未だ調査が少なく、これらの調査も行っていく必要がある。また、本研究では実際の直立時に感じるものと同程度の大きさの足裏感覚提示は、学習を必要としない手法であると考え、あえて各実験において1回の試行とし、学習が起きないように行った。その上で、上記のとおり推定が可能であることが確認できたため、学習・練習をせずとも直感的に感覚提示が可能であると示唆された。一方、さらに学習を進めることでより精度が上がる可能性はあるため、どの程度の学習により精度が向上していくのかを明らかにすることにより、VR体験のリアリティ向上効果のさらなる増大も可能となると考える。

さらに、序論で述べた仮説のとおり、被験者が直立時に感じている足裏反力と同程度の大きさの力を提示した場合の方が重心投影点位置推定精度は高く、0.1倍した小さな足裏反力の場合は満足に推定が出来ないため、重心投影点伝達のためには、等倍の足裏反力提示が有効であることが示唆された。これは、被験者が日常的に行っている足裏感覚の情報処理時と同程度の力の大きさであったためだと考えられるが、力の大きさによって感覚器自体の反応閾値を超えるかが異なるのか、得られる反応は同じであるが、その後の情報処理が困難になるのか、を検討することは、人間の足裏感覚の機序解明に繋がると考える。今回は等倍と0.1倍の2パターンの大きさにて検証を行ったため、さらにパターン数を増やした実験を今後行う。被験者が感じるものと等倍の足裏反力提示には本実験で用いたような装置が必要となり容易に装着し用いることには適さないが、精密な重心投影点推定が可能であることからトップアスリートの重心投影点を直感的に感じるにより動作のコツを学習したり、足裏刺激受容器の感度が低下した高齢者の歩行リハビリテーションへの使用も期待できると考える。特に、藤田らは、後期高齢者の足裏感覚の衰えによりバランス能力が低下することに着目し、足裏で路面の固さを弁別するトレーニングを行うことで立位姿勢バランスが向上することを確認している。本研究で行った、提示された足裏反力による重心推定課題は椅子に座っている状態でも出来るトレーニング方法となる可能性もある。

4 結論

本研究では、人間の運動時の垂直床反力を再現可能な足底力覚提示装置を開発した。人間の運動時の足裏反力相当の力が再現できるよう、直動機構を用いて、足裏反力を目標値とした制御を行う。また、合わせて振動刺激や電気刺激を提示するデバイスを検討した。開発した装置を用いて歩行時の床反力提示実験を行い、被験者ごとに異なる歩行時床反力を提示できることを確認した。また、足底力覚提示装置を用いた際に前歩き、後ろ歩き、その場足踏み、足底接地跳躍、爪先接地跳躍、段差昇り、片足スクワットの7種類の運動を識別できるかを検証し、運動ごとに明確に識別できるかどうか異なることが明らかとなった。

【参考文献】

- [1] A. El Saddik, "The potential of haptics technologies," IEEE Instrumentation & Measurement, Vol. 10, 1, pp. 10-17, 2007.

- [2] E.-L. Sallnas, K. Rassmus-Grohn, and C. Sjostrom, "Supporting presence in collaborative environments by haptic force feedback," *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, Vol. 7, 4, pp. 461-476, 2000.
- [3] S. Katsura, and K. Ohnishi. "Transmission and Reproduction of Force Sensation by Bilateral Control," *IEEEJ Transactions on Industry Applications*, Vol. 123, 11, pp. 1371-1376, 2003.
- [4] Y. Takeuchi. "Effect of Stimulus on Mechanical Sensory Receptors of Foot Parts on Shift Area of the Center of Foot Pressure," *Japanese Physical Therapy Association*, Vol. 29, pp. 250-254, 2002.
- [5] H. Ohsugi, T. Motozuka, T. Sakuma, S. Yokoyama, and S. Murata. "Effect of the mechanical plantar stimulation for plantar cutaneous sensitivity and the toe gripping strength," *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy*, Vol. 3, 3, pp. 129-133, 2013.
- [6] J. T. Inglis, P. M. Kennedy, C. Wells, and R. Chua. "The Role of Cutaneous Receptors in the Foot," *Sensorimotor Control of Movement and Posture*, pp. 111-117, 2002.
- [7] K. Kiriya. "Body weight shift during stance period studied by measuring sole-floor reaction forces during healthy and hemiplegic human walking," *Medical and health science research Bulletin of Tsukuba International University*, Vol. 3, pp. 1-40, 2012.
- [8] 久米祐一郎, 白井暁彦, 津田元久, 畑田豊彦 "足裏への皮膚振動刺激による情報伝達", *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 3, 3, pp. 83-88, 1998.
- [9] T. Okano, K. Hirota, T. Nojima, M. Kitazaki, and Y. Ikei. "Haptic Feedback for Foot Sole Using Pneumatic Pressure Device," *Proc.ASIAGRAPH2016*, pp. 3-6, 2016.
- [10] Y. Visell, B. L. Giordano, G. Millet, and J. R. Cooperstock. "Vibration influences haptic perception of surface compliance during walking," *PLoS ONE*, Vol. 6, 3, pp. 11, 2011.
- [11] 雨宮智浩, 池井寧, 広田光一, 北崎充晃 "歩行を模擬した足底振動刺激による身体近傍空間の拡張", *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 21, 4, pp. 627-633, 2016.
- [12] L. Turchet, P. Burelli, and S. Serafin. "Haptic Feedback for Enhancing Realism of Walking Simulations", *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 6, 1, pp. 35-45, 2012.
- [13] S. Ounpuu. "THE BIOMECHANICS OF WALKING AND RUNNING," *Foot and Ankle Injury*, Vol. 13, 4, pp. 843-863, 1994.
- [14] C. R. Taylor. "FORCE DEVELOPMENT DURING SUSTAINED LOCOMOTION: A DETERMINANT OF GAIT, SPEED AND METABOLIC POWER," *J. exp. Biol.*, Vol. 115, pp. 253-262, 1985.
- [15] Y. Horimoto, and H. Maruyama. "Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole," *Journal of Physiology*, Vol. 538, 3, pp. 995-1002, 2002.
- [16] 堀本ゆかり, 丸山仁司 "健康成人における足底圧中心軌跡の特徴", *理法療法科学*, Vol. 25, pp. 687-691, 2010.
- [17] T. F. Novacheck. "The biomechanics of running", *Gait and Posture*, Vol. 7, pp. 77-95, 1998.

〈発 表 資 料〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
分散床反力をヒト足底に提示可能な足底力 覚提示装置の開発	日本ロボット学会誌	2020 年 7 月