



# HMD による視覚と人工筋による力覚の同時提示による 仮想的階段歩行に関する評価

Evaluation of Virtual Stair-Climbing by Visual and Force Display with a HMD and artificial muscles

奥村拓海<sup>1)</sup>, 栗田雄一<sup>1)</sup>

Takumi OKUMURA, and Yuichi KURITA

1) 広島大学大学院 先進理工系科学研究科 (〒 739-8527 広島県東広島市鏡山 1-3-2, {takumiokumura, ykurita}@hiroshima-u.ac.jp)

**概要:** 本研究では, 視覚と筋感覚の相互作用によって階段歩行時の感覚を誘起させる錯覚システムを提案する. VR によって仮想的な階段を提示し, 空気圧人工筋によって下肢の筋負荷を促進させることで, 平らな床を歩きながら階段歩行の感覚を誘起させるシステムを構築した. 筋活動レベルで階段歩行をどの程度再現できているかを調査するための実験を実施した. 結果, 外側広筋において階段歩行時と同程度の筋活動量が得られることを確認した.

**キーワード:** 移動感覚, クロス・マルチモーダル, 階段歩行, 空気圧人工筋

## 1. はじめに

VR (Virtual Reality) 技術は不動産業や福祉支援など幅広い業界での利用が期待されている. しかし, 映像による視覚情報だけでは没入感などの錯覚強度に乏しさがあるため, 歩行動作などの身体活動を組み合わせることで臨場感や没入感を向上させることができ. VR 空間に身体性を取り入れた研究として, 空間知覚操作をすることで狭い空間でも無限に歩行することができる Redirected Walking[1] やロコモーションインタフェース [2] などがあげられる. 実際の歩行動作を伴わせることで, VR 環境内の地面の状況や空間状況を実空間と同様に認識することができ, 現実で起きているものとして知覚が可能になる. 日常的な歩行動作の一つである階段歩行を錯覚させることを目指した. 従来研究として長尾ら [3] は, 突起を踏むことで得られる受動的な触覚フィードバックによって階段歩行時の感覚を向上させた. これは階段昇降時に無意識に階段の縁を踏む傾向があるという知見 [4] に基づかれており, 階段を昇降している感覚を想起させた. しかし, 従来のシステムでは突起物を適切な位置に設置する必要があり, 設置スペースを要することから空間的な制約を受けるという問題点がある. そのため, 実空間に制約のないウェアラブルなシステムによって, 階段昇降の動作感覚を誘起できるシステムの構築が必要だと考えた. そこで, 本研究ではアクチュエータを用いて階段歩行時の下肢における筋活動を促進させることで, 平面を歩行するユーザに階段昇降時と同様の筋感覚を得られるシステムを構築した. バーチャル空間での運動に対応した筋感覚を再現することで, 階段を昇る感覚を誘起させるシステムの設計を行った.



図 1: 視覚と力覚の同時提示システム

## 2. 階段歩行感覚誘起システム

バーチャル空間を提示することによる視覚情報と力覚提示による筋感覚情報のクロスモーダルによって, 平面を歩行しているユーザに対して階段を昇っている感覚を錯覚させた. 本章では, 構築したシステムについて述べる.

### 2.1 全体のシステム概要

全体のシステム構成図を図 2 に示す. 仮想的な階段の映像の提示を行う視覚提示部と空気圧人工筋 (PGM) によって筋感覚を促す力覚提示部の主に 2 部によって構成されている. それぞれの詳細については次のサブセクションで説明する.

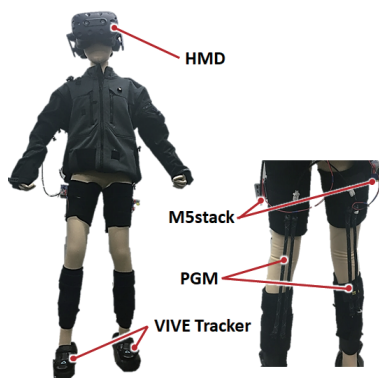


図 2: 階段歩行感覚誘起デバイス

## 2.2 視覚提示部

視覚情報の提示方法としては、ユーザにヘッドマウントディスプレイ（HMD）を装着することでバーチャル空間を提示した。ユーザには図 3, 4 に示すような仮想的な階段を設置したバーチャル空間の映像を HMD で提示した。また、ユーザの足には HTC 製の VIVE Tracker を装着することによって、リアルタイムで足の動きをバーチャル空間上に反映させており、ユーザに没入感とリアルな体験を提供する。

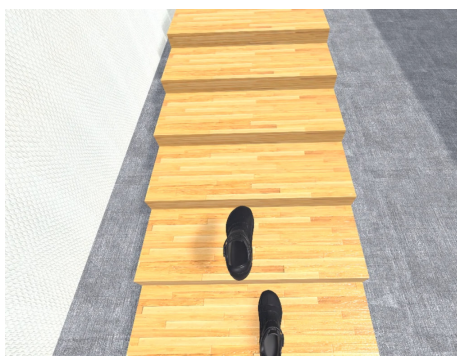


図 3: HMD による提示映像

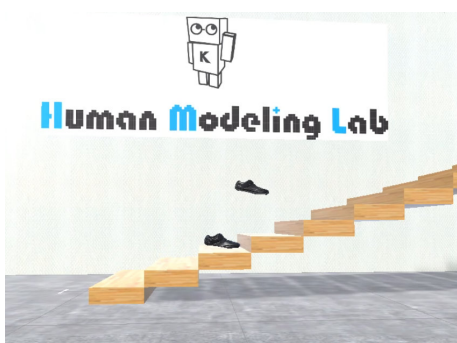


図 4: VR 空間内の映像

## 2.3 力覚提示部

図 5 を用いて力覚提示方法について説明する。大腿部側部に取り付けた 9 軸加速度センサによって股関節角度を取得し、その信号をもとに電磁弁の制御を行った。電磁弁には常に CO2 タンクから圧縮空気が供給されており、弁が開くと PGM へ圧縮空気が送られるようになっている。これによって、PGM が収縮することで発生する収縮力を利用し

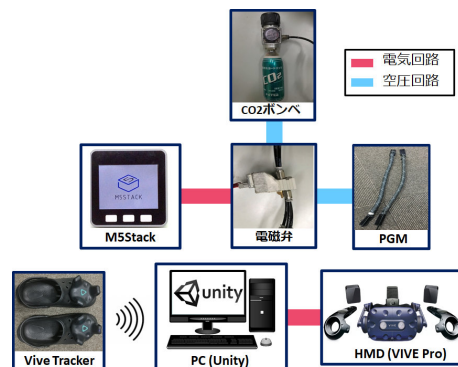


図 5: システムの構成

てユーザの筋活動を促進させる。階段歩行時では平面歩行時と比べて、大腿四頭筋や外側広筋の筋活動が活性化される [5] という知見に基づいて、大腿部に負荷がかかるように PGM の配置を行った。

### 2.3.1 空気圧人工筋肉の概要

使用するアクチュエータは、ダイヤ工業が開発した低圧駆動型空気圧人工筋（PGM）を使用している。圧縮空気が供給されることでチューブが膨張して、被膜部の網目の角度が変化することによって収縮力が得られる構造である。PGM は軽量・柔軟な素材でできており、非常に低い空気圧で高い収縮力を発揮することができるため、生理的な動作を実現することが可能である。

### 2.3.2 空気圧の設計

実際の階段昇段時と力覚提示時の下肢の動作を解析することによって、適切な空気圧の設計を行った。身体トルクは、モーションキャプチャシステム（Optitrack）で得た 3 次元位置座標、加速度、角加速度、および床反力計で得た外力から算出した。図 6 に示すモデルを用いて力覚提示時の膝関節トルク  $\tau_M$  の導出方法を説明する。屈曲方向を正としたときの膝関節トルクを  $\tau$ 、PGM が下肢に与えるトルクを  $\tau_M$ 、平面歩行時の膝関節トルクを  $\tau_W$  とする。これらの関係式は  $\tau = \tau_M + \tau_W$  と表せる。人工筋発揮力を  $F$ 、膝関節角度を  $\theta$ 、PGM の長さを  $L$ 、膝関節の回転中心から PGM 取付位置までの長さを  $L_1$ 、 $L_2$  とする。PGM の長さ  $L$  は関節角度  $\theta$  に依存するため、次式によって求まる。

$$L = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos \theta} \quad (1)$$

PGM の長さにおける収縮力を  $F_p$  とし、PGM の本数を  $k$  とする。PGM が及ぼす膝関節トルク  $\tau_M$  は次式で表せる。

$$\tau_M = \frac{kF_p \sqrt{4L^2l_1^2 - (L^2 + l_1^2 - l_2^2)^2}}{2L} \quad (2)$$

先ほど求めた  $\tau_M$  と動作解析によって得られた  $\tau_W$  から、PGM 装着時の膝関節トルク  $\tau$  が得られ、図 7 に空気圧 (0-300 [kPa]) における PGM 装着時の膝関節トルクを示す。歩行周期の約 40% 付近に現れているピーク値と空気圧の関係から一次回帰直線が得られた。また、階段昇段時の膝関節トルクについても階段の高さと膝関節トルクのピーク値の関係式が得られ、それぞれの回帰式をもとに空気圧  $P$  と階

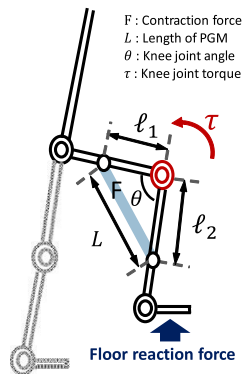
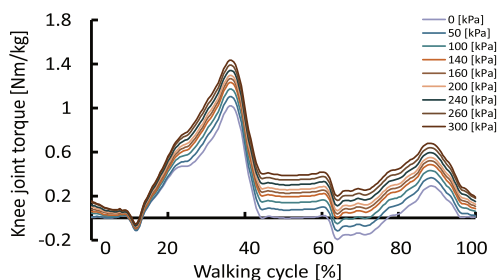


図 6: 下肢モデル

図 7: 力覚提示時の膝関節トルク  $\tau$ 

段の高さ  $H$  の関係式を得た。PGM の空気圧と階段の段差の特性は、次のような一次回帰式で表すことができる。

$$P = 920H - 21 \quad (3)$$

式 (3) により、仮想階段の高さに応じて空気圧を設定することで、実際の階段昇段時相応の膝関節トルクを出力することが可能である。Unity で作成したバーチャル空間上の階段の高さを約 200 mm に設定しており、回帰式 (3) より CO2 タンクからの供給空気圧を 200 kPa とした。

### 3. 評価実験

前章で紹介したシステムによって所望の筋活動を促しているかを調査するために筋電計測実験を行った。本章では実験内容、結果、考察について述べる。

#### 3.1 実験概要

この実験では PGM 力覚提示デバイスを装着したユーザーの下肢の筋活動を計測した。被験者は 22.2±0.7 歳の健康男性 7 名とし、筋電計測実験は以下の条件下で行った。

- 力覚提示なしの平面歩行
- 力覚提示なしの階段歩行（物理的な階段昇降）
- 視覚提示と力覚提示による平面歩行（提案システム）

平面歩行条件での計測では、約 4 m の直線経路を歩行してもらった。階段歩行条件での計測においては、10 段程の階段（蹴上 200 mm，踏面 250 mm）を使用して、先導脚は利き足で一足一段で歩くように指示した。提案システムでの条件においては、仮想階段の蹴上を 200 mm となるように設定し、PGM の供給空気圧を 200 kPa とした。これらの課題を 3 試行ずつ行った。いずれの課題も歩行速度を自由速度とした。測定筋は利き足とし、外側広筋、大腿二頭筋、前脛

骨筋、腓腹筋の 4 カ所とした。表面筋電図測定装置として DELSYS 社製の無線式筋電センサを使用し、これらの筋に取り付けた。サンプリング周波数を 2000 Hz とし、バンドパスフィルタ（通過帯域：20-450 Hz）を適用することで得られる筋電図波形に平滑化（root mean square：125 msec 毎）の処理を行った。また、等尺性収縮における各筋の最大随意収縮（Maximal Voluntary Contraction：MVC）を課題動作の最後に測定した。MVC により被験者毎の筋電位を正規化した。

#### 3.2 結果と考察

安定した歩行周期のみを抽出した各条件毎の筋電位波形を図 8 に示す。測定側の足が後方接地時に腓腹筋の筋電位が上昇し、遊脚時に前脛骨筋の筋電位が上昇していることを確認した。また、階段歩行時と提案システム時の両方において、測定側の足が接地するタイミングで外側広筋の筋活動が大きく上昇していることが確認できる。特定のタイミングで現れる筋電位のピークを抽出し、測定筋毎にまとめたグラフを図 9, 10, 11, 12 に示す。すべての課題で各被験者の 3 試行分のピーク値の平均とし、全被験者の平均 ± 標準偏差を算出した。3 郡間の比較について、一元配置分散分析（one-way ANOVA）、Tukey-Kramer 法の多重比較で検定し、有意水準 0.05 以下とした。外側広筋では、平面歩行-階段歩行において統計的有意差 ( $p = 0.000156$ )、平面歩行-提案システム間において有意差 ( $p = 0.00046$ ) を確認した。腓腹筋では、平面歩行-階段歩行において有意差 ( $p = 0.000015$ )、階段歩行-提案システム間において有意差 ( $p = 0.000009$ ) を確認した。外側広筋において平面歩行時の %MVC は 15.3% であるのに対し、階段歩行では 49.0% もある。平面歩行と階段歩行では外側広筋の筋活動量に大きな差があった。このように顕著な差が表れる外側広筋において、提案システム時では 45.8% を占めており、階段歩行時と同程度の筋活動量を有していた。腓腹筋については平面歩行時の %MVC が 26.0%、階段歩行時が 49.0%、提案システムが 24.8% にピークに達しており、物理的な階段歩行と提案システムによる仮想的階段歩行の間で有意に異なった。

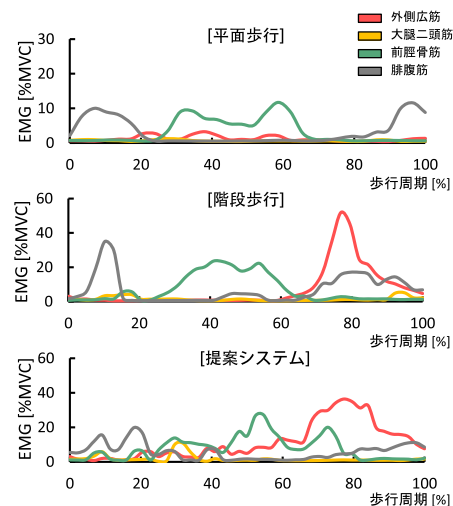


図 8: 各条件における筋毎の %MVC の波形



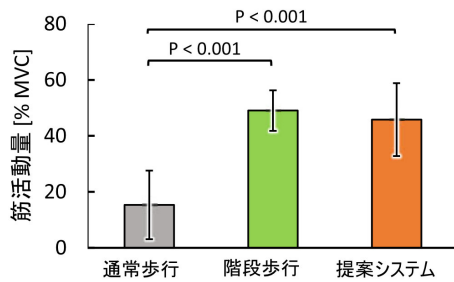


図 9: 外側広筋

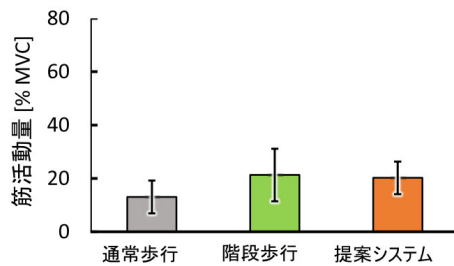


図 10: 大腿二頭筋

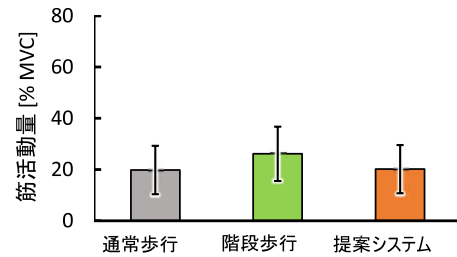


図 11: 前脛骨筋

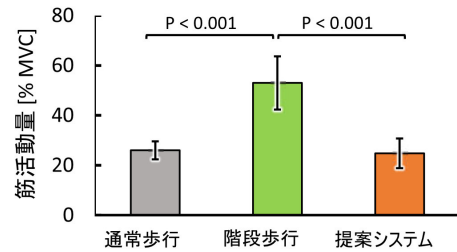


図 12: 腓腹筋

大腿二頭筋や前脛骨筋では、3 郡間に有意な差は表れず、筋活動量に変化があまりなかった。

#### 4. 結論

力覚提示によって階段歩行時の感覚を誘起することが可能かの検証を行った。図 9 に示したように、外側広筋の筋活動量については物理的な階段歩行時と提案システム時が同程度の水準であることを確認した。これは、PGM による力覚提示が外側広筋の筋活動を効果的に促進させたことわかる。また、図 12 に示したように、提案システム時の腓腹筋の筋活動量が階段歩行時の筋活動量にならなかった原因の 1 つとしては、重心移動の方向の違いが大きかったことが考えられる。階段歩行では身体重心を上にあげるために蹴り上げる力が働き、腓腹筋の筋活動が高くなったと考えられる。本研究で構築したシステムでは、PGM の空気圧設計の際に膝関節トルクに制限していたため、腓腹筋の活動を十分に考慮することができなっていた。実際の階段歩行時の筋活動に近づけるためには、足関節トルクについても考慮し、腓腹筋に負荷がかかるように追加の PGM を配置する必要がある。これによって、より広い範囲の下肢筋肉において実際の階段昇降時と同様の筋活動を生成する可能性がある。これらの結果から、PGM による力覚提示で筋活動を促すことは階段歩行時の感覚を誘起させるのに効果的である。これは、現実とは異なる視覚情報とそれに伴った筋感覚により、脳内での運動に錯覚が生じているからだと考えられる。この錯覚により、身体を表象と知覚した表象との間に乖離が生じたといえる。つまり、提案手法によって被験者が実際の階段昇降時に無意識に受け取っている感覚を想起させることで、平面歩行では得ることができない階段歩行時の感覚を補完させたと考えられる。

謝辞 本研究は、JSPS 科研費 21H01292 ならびに 21H03525 の助成を受けたものです。

#### 参考文献

- [1] Matsumoto Keigo, Ban Yuki, Narumi Takuji, Yanase Yohei, Tanikawa Tomohiro, Hirose Michitaka, Unlimited Corridor: Redirected Walking Techniques Using Visuo Haptic Interaction. In ACM SIGGRAPH 2016 Emerging Technologies, Vol. 20, No. 2, 2016.
- [2] Hollerbach J. M, Locomotion interfaces. In Handbook of Virtual Environments: Design, Implementation, and Applications; Lawrence Erlbaum Asso, pp. 239–254, 2016.
- [3] Nagao, Ryohei, Matsumoto Keigo, Narumi Takuji, Tanikawa Tomohiro, Hirose Michitaka, Ascending and descending in virtual reality: Simple and safe system using passive haptics. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol. 24, No. 4, pp. 1584–1593, 2018.
- [4] Robert Riener, Marco Rabuffetti, Carlo Frigo, Stair ascent and descent at different inclinations. Gait Posture, Vol. 15, No. 1, pp. 32–44, 2002.
- [5] Bradford J. McFadyen, David A. Winter, An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. Journal of Biomechanics, Vol. 21, No. 9, pp. 733–744, 1988.