

屋外の歩行を疑似体験可能なトレッドミル型 トレーニングシステムの開発

中島 康貴

九州大学大学院工学研究院

Amid trends toward population aging in developed nations, the number of people requiring nursing care has increased markedly. Slips and falls during ordinary daily activities are a common cause of fractured bones and muscle injury. Several studies have analyzed the movements produced by artificially generated slip and fall stimuli, but few have investigated these stimuli. We analyzed lower limb motion following a slip and fall stimulus produced using a pulled free-walking system. This consisted of a controllable split-belt treadmill, wherein a speed difference between the belts could be applied to produce a slipping motion. In two male participants, we established slip motion by applying acceleration in the sagittal plane direction of the right leg immediately upon contact with the treadmill. Each participant demonstrated a different recovery method from falling. Additionally, we found that increased stimulation led to faster right foot motion during recovery or stronger floor reaction force if recovery failed. In the future, we intend to test larger samples of young, healthy participants, and then extend our research to the at-risk elderly population. In so doing, we can develop a possible indicator for fall risk by analyzing limb motion when applying a slip and fall stimulus.

1. 序論

超高齢社会に突入した日本において，“暗く弱い”現在の高齢者のイメージを，“明るく元気”というポジティブなものへ転換していくことが非常に重要である。高齢化を抱える先進諸国においても、要介護者の増加は重要な問題とされている。要介護の原因として、様々な疾病が挙げられているが、日常動作である歩行中の転倒は非常に多く、大腿骨の骨折や筋の損傷などを引き起こし、その後のリハビリだけでなく、ADLの低下につながってしまう可能性が高い。

そのような中で、転倒を疑似的に再現し、その際の動作分析を行う研究が様々取り組まれている。田中らは視覚へ強い光を提示することで、刺激を構築し、踏み出し時の下肢の反応時間を計測し、高齢者と若年者の反応速度について考察している[1]。また、長谷川らは床反力計上に障害物を設置し、それにつまずいた被験者の動作を三次元計測装置から解析を行っている[2]。しかし、これらの方法では、転倒動作の中でも25[%]を占めるといわれている、踏み出した前足が接地した直後、矢状面方向に滑るといった、滑り転倒の再現が出来てはいない。

そのような流れに対し、中俣らは歩行面に摩擦係数の異なるシートを貼り付ける手法や[3]、大淵らがトレッドミル上で速度の変化を与えることで、滑り刺激を構築し、その訓練を行うことで高齢者の動的バランス能力が改善されたことを報告している[4]。

しかし、大淵らのトレッドミルで転倒刺激を与える従来の研究においては、転倒刺激そのものについて詳細に検討が行われていない。転倒刺激として、ベルト速度を1.0[m/s]瞬間的に変化させる1条件であり、実際のヒトの転倒動作に注目した滑り転倒を再現することは困難である。そのため、トレッドミル環境下で滑り転倒動作を再現できる転倒刺激の方法を考える必要がある。

また、トレッドミルを用いた歩行動作について、平地歩行と異なる点が多いことが挙げられている。屋外の平地歩行とトレッドミル歩行について、徳田らは、心拍数と作業強度に差があると報告している[5]。この原因として、平地歩行が能動的であるのに対し、トレッドミル歩行は受動的であり、強制歩行になる

点が考えられている。この平地歩行との差異を抑えるため、トレッドミル搭乗者が任意に加減速が可能なトレッドミルについて多く研究がなされている。船曳らはトレッドミル搭乗者の後方からワイヤを牽引し、その牽引力とワイヤ変位量からベルト速度を変えて歩行を実現している[6]。長野らは歩行中の地面の蹴り力、床反力を用いてベルト速度を変えている[7]。また、Joachim らは搭乗者の後方からワイヤを牽引し、その変位量を力センサで測定し、牽引力からベルト速度を変えている[8]。Joachim らの自由歩行トレッドミルは、装置が大掛かりになり、設備コストが大きくなってしまふ。また、長野らの自由歩行トレッドミルは、床反力出力である電流にノイズの影響が含まれてしまい、それを用いてのベルト制御が困難であることが考えられる。そのため本研究では船曳らのような牽引式の歩行トレッドミルシステムが好ましいと考えられる。

以上のことから、従来研究では転倒動作の動作分析が未だ不十分であり、また平地のように加減速歩行が可能なトレッドミル上での転倒刺激についての研究がなされていない。

本研究では、健康寿命の延伸に資するための疾病・介護予防の技法として、スポーツ科学とロボット工学を融合させた革新的なトレーニング機器の開発を行い、元気な高齢者（アクティブ・シニア）で溢れる新しい社会の創出を目指す。そのため、本研究では制御が可能なトレッドミルを用いて、いくつかの滑り転倒刺激を与えた時の下肢動作分析を行う。具体的には、被験者がトレッドミルを歩行中に、左右のベルトに速度差を与えることで、日常の転倒動作を再現する刺激を提示する（図1）。

2. 能動制御型トレッドミル

本研究では、滑り転倒動作を再現する前段階として、平地のように被験者が任意で加減速歩行ができるトレッドミルを開発する。歩行速度に追従してベルト速度が可能な制御である。具体的には、被験者の後方からワイヤで牽引し、そのワイヤの矢状面方向の移動量に応じてトレッドミルのベルト速度の制御を行った（図2）。

2.1 ワイヤを用いた牽引方法

本研究では体幹の矢状面方向の移動量を計測する必要があるため、牽引方向として、被験者の前方から、もしくは後方からの2つが考えられる。被験者の前方である正面から牽引した場合、ワイヤが被験者の視界に入るため、心的負担が発生し歩容に影響を与える可能性がある。一方、背面からワイヤを牽引した場合は、ワイヤが視界に入ることは無く、心的負担の発生が少ないと考えられる。以上から、被験者の後方からワイヤを牽引することとした。

牽引箇所は、歩行による身体の上下運動の影響や、歩行時における体幹傾斜の変化が小さい部位が望ましいと考えられる。また筋肉や脂肪等の柔軟体により微小な変動も抑えられるような部位の中で、特に骨に密接する箇所が適切であると考えられる。

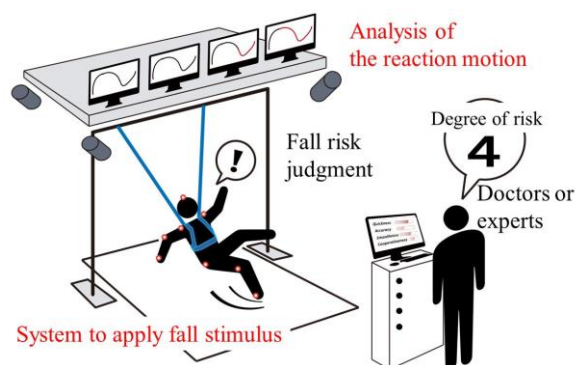


Figure 1 Schematic of the fall-risk determining system

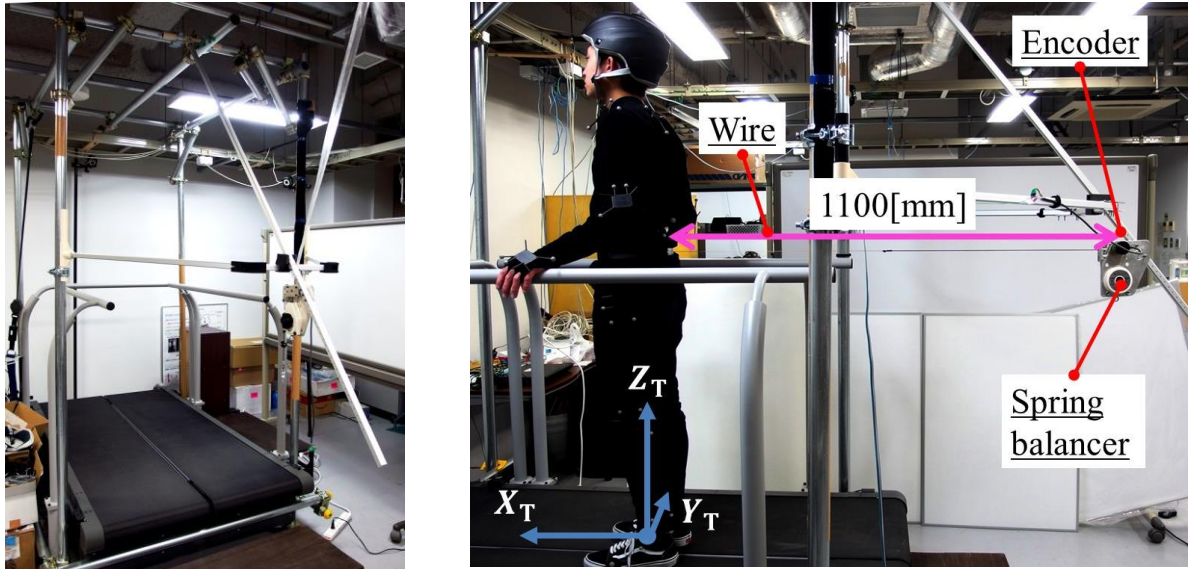


Figure 2 Split-belt treadmill that enables speed increase and decrease according to participant movement in the sagittal direction

また、固定方法では、大きく皮膚や筋肉が伸縮する関節の付近を大きな面積で拘束する腰部コルセットでは体幹の傾斜に影響が出る可能性がある。そのため、本研究では骨盤の腸骨最上部を囲むように幅 30 [mm] の平ベルトを巻きつけ、腰背面第四腰椎の位置からワイヤで牽引するようにした。ワイヤ先端は2本のアルミ角材で挟み込み、そのアルミ角材をボルトで締め付けて牽引ワイヤを固定し、牽引ワイヤに曲がりが出ないようにした。

牽引に用いるワイヤは、伸び縮みが少なく、質量が小さいものとして、ステンレス製0.18 [mm]のワイヤロープを用いた。一定の力で牽引するために、本研究では、質量が発生しそれ自体の運動による影響が大きいおもりではなく、スプリングバランサを用いた。牽引力が小さすぎるとワイヤの自重でワイヤが弛み、正確な歩行の体幹の矢状面方向の移動量を計測できない。また牽引力が大きすぎると上体が反ってしまい、歩行状態に肉体的な影響が出ると考えられる。また、精神的にも後ろから引かれる違和感という形で強制力が働き、歩容に影響が出る可能性がある。そこで、ワイヤが弛まず、かつ肉体的にも精神的にも歩容に影響を与えない大きさの牽引力を予備実験から調査し、それを満たすスプリングバランサ（遠藤工業 ERP-06E）を選定した。製作したトレッドミルの外観図を図2に示す。

2.2 トレッドミルの速度制御

被験者に取り付けた牽引ワイヤの体幹の矢状面方向の移動量 Δx_H はロータリエンコーダ（OMRON E6B2-C）を用いて計測するようにした（図3）。エンコーダに半径 28 [mm] のプーリを取り付け、プーリにワイヤを巻きつけ、そのワイヤとプーリの接触摩擦によってエンコーダ軸が回転するようになっている。本研究で用いる左右独立駆動型トレッドミル ITR5018（BERTEC）は LabVIEW により、ベルト速度 $V(t)$ [m/s]、ベルト加速度を入力として左右のベルトの動作が可能である。制御の出力値であるベルト速度はエンコーダを用いてフィードバック制御を行い、被験者がトレッドミルの中央部である基準位置 $X_T=0$ で常に歩行出来るようにした。

3. 屋外の歩行中の滑りを再現する転倒刺激

3.1 対象とする滑り転倒動作

本研究では、踏み出した前足が接地した直後、矢状面方向に滑る転倒動作を代表的な転倒と考える。

具体的には、凍った路面など、滑りやすい状態や細かい砂利が散乱している路面に足を踏み出した場合を想定している。

その場合、右足が滑り、転倒が生じる際の右側下肢および体幹の動作を図 4 に示す。重心が矢状面方向後方に行き過ぎた場合、また左足で支持が困難になった場合、背面へ転倒すると考えられる。

3.2 ベルトの速度差による滑り転倒刺激

まず、右足接地の瞬間の下肢動作について考える。右足は摩擦の大きな滑らない面に接地した瞬間、矢状面方向における爪先の加速度及び速度は 0.0 [m/s] となり、次の右足の遊脚期が始まるまで速度は 0.0 [m/s] のままである。一方、滑りやすい面に接地して滑りが起きた時、接地した瞬間は速度が 0.0 [m/s] であるが、次の瞬間、加速度と速度を持って矢状面方向に動き出す。この時の速度について、中俣ら[3]の研究によると、滑り転倒に至らない被験者の右足爪先速度は 0.50 [m/s] であった。トレッドミル外の系から見た被験者の右足の動きについて、接地の直前の右足爪先速度は 0.0 [m/s] である。この状態から接地した時に 0.50 [m/s] の速度で右足が運動するために、ベルトを被験者の矢状面方向に 0.50 [m/s] の速度で回転させる。そのためには右脚が遊脚期の時に、それまでの自由歩行速度から被験者前方に 0.50 [m/s] へと変化させる必要がある。若年者による予備実験により、片足の遊脚期間は約 0.20 [s] 、自由歩行速度がそれぞれ約 1.0 [m/s] であったため、今回は右足が地面から離れた瞬間から加速度を約 $6.0 \text{ [m/s}^2]$ でベルトを動作させ、右脚接地直後に 0.50 [m/s] の速度で右脚を前方に動作させる制御を行った。この右脚を接地の瞬間、被験者の前方に 0.50 [m/s] 与えるという状態を基準に、転倒刺激の程度を考える。

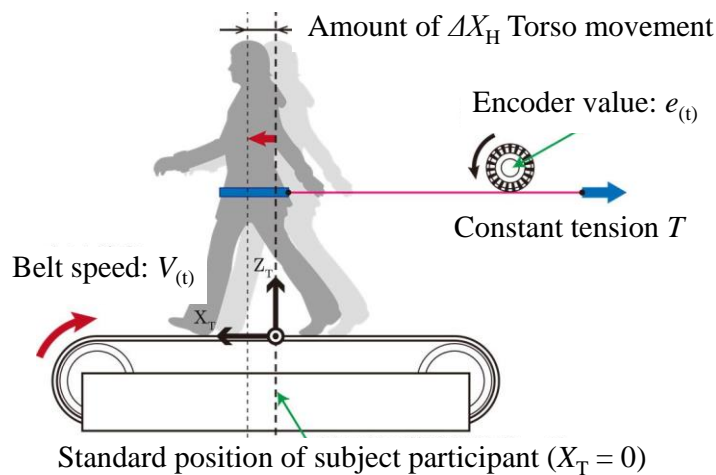


Figure 3 Diagram of participant walking on the treadmill while being pulled by a wire

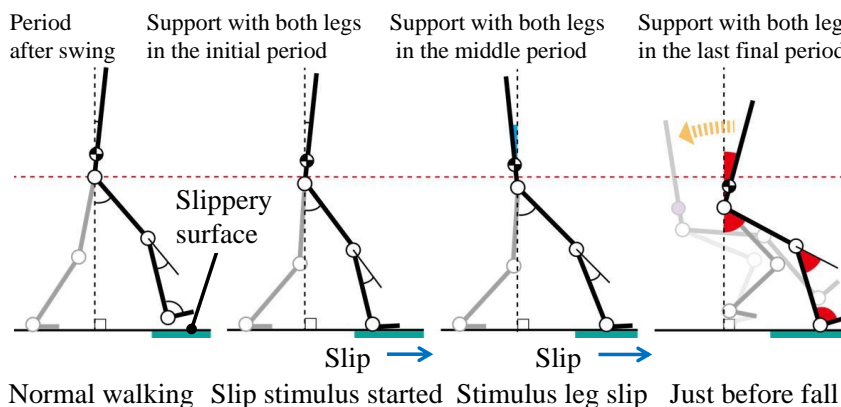


Figure 4 Change in motion before a fall on the slippery surface

次に、転倒刺激の与え方について考える。実際の滑りについて考えると、滑り時の足部の速度は一定速度ではない。そのため、従来研究のような速度をステップ状に変化させる方法では不十分であると考えられる。実際の滑り動作は床反力の矢状面方向の成分が、足の接地部と地面との最大静止摩擦力を超える時に起きる。そのため、本研究では接地の直後、右足の矢状面方向に加速度、つまりに滑る方向に外力が加わるような条件で滑り動作を構築する。接地の瞬間、基準のベルト速度から更に様々な加速度を矢状面方向に加える事で、滑り転倒動作の刺激の大きさを表現した。この加速度を刺激加速度 a [m/s²] とする (図5)。この加速度は基準速度から、0.10 [s] 間与え続ける。これは少なくとも人間が反応できない時間の間、足接地部に力を与えるためである。

最後に転倒刺激後のベルト速度について考える。左右のベルト速度差が大きい場合は被験者が歩行できずに、トレッドミルの外に出て落下の恐れがある。そのため、転倒刺激直前の定常歩行速度にベルト速度を速やかに変化させるようにする。この時の加速度は、ベルトの最大加速度である 8.0 [m/s²] とした。以上を考慮し、トレッドミルの転倒刺激を与えるベルト速度を図6のように設定した。

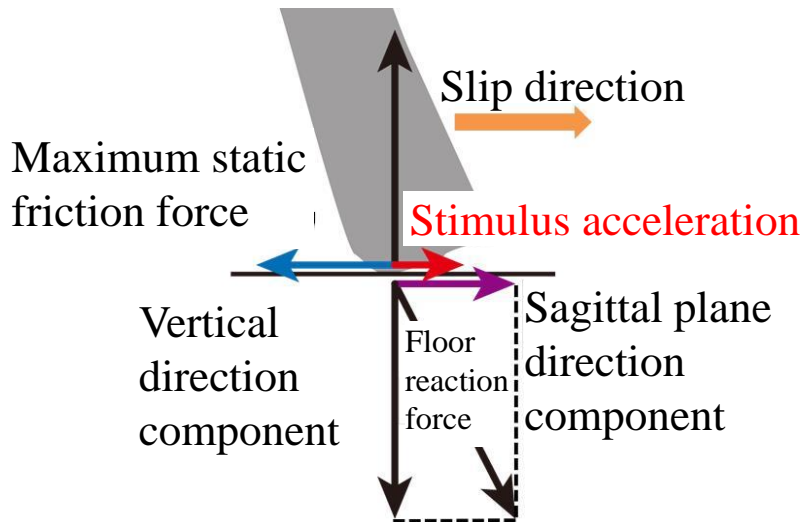


Figure 5 Diagram of participant walking on the treadmill while being pulled by a wire

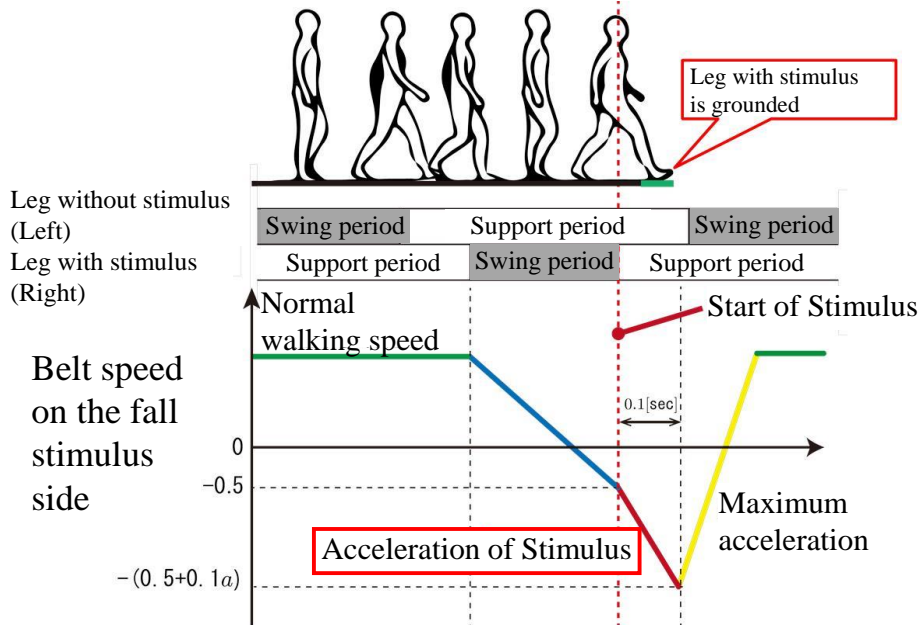


Figure 6 Changes in belt speed to produce slip and fall movements

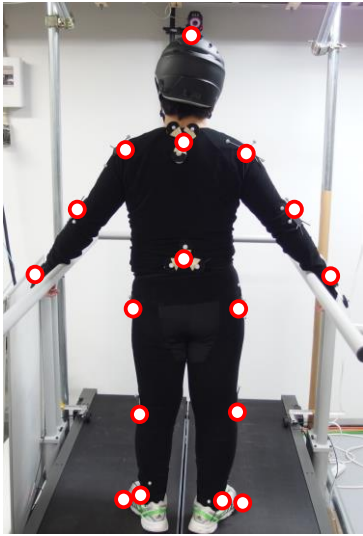


Figure 7 Marker position

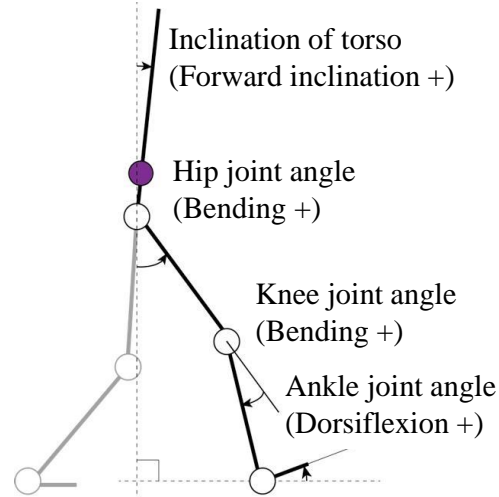


Figure 8 Measured joint angles

4. 検証実験

4.1 実験目的

本実験では、構築した転倒刺激により、刺激の加速度を変化させた際の被験者の下肢の動作分析を行い、実際の転倒下肢動作が再現出来ているか、下肢の関節位置および角度、床反力の観点から考察する。

4.2 実験手法

2章で製作したトレッドミルを用いて、3章で提案した転倒刺激を与えた。与えた刺激の加速度 a [m/s^2] は 0.0 [m/s^2] から 1.0 [m/s^2] 刻みで、 8.0 [m/s^2] までの9段階である。被験者は20代の若年健常男性2名に行った。また、被験者には赤外線反射マーカを付け、三次元動作解析装置により動作を計測した。マーカは足下から順に、第五中足骨、外果、膝裂隙、大転子、肩峰、肘頭、第三中手骨にそれぞれ左右2つの14箇所、また第四腰椎、第七頸椎、頭頂部の3箇所、合計17か所に貼付した(図7)。また安全のため、サイクル用のヘルメットを着用した。被験者は、手摺りを軽く握った状態で前方の目の高さにある印を注視しながら、定常歩行を行った。転倒刺激は定常歩行中に被験者に予告せず、右足側に与えた。

4.3 実験結果・考察

得られた結果から図8のように関節角度を定義し、下肢の関節角度について解析した。また、実際の滑り転倒刺激のベルト速度は図9のようになった。速度の立ち上がりが他の刺激より早くなったH ($a=5.0$ [m/s^2])、J ($a=7.0$ [m/s^2])、そして速度の変動が大きいF ($a=3.0$ [m/s^2]) の条件では、一様な刺激による比較を行うため、今回は比較対象に含めなかった。図10と図11に転倒刺激直後から0.50[s]までの被験者1と被験者2の解析結果を示す。

まず被験者1についての結果を考察する。体幹角度および下肢関節角度について、いずれの転倒刺激でも約0.20[s]までは体幹は後屈、右脚の股関節および膝関節は伸展し、右足関節は底屈した。また、いずれの関節も約0.20[s]後には前屈・屈曲している。これは3.1節で述べた、滑り時の体幹角度および下肢関節角度の様子を再現している。

次に被験者2についての結果を考察する。体幹角度および下肢関節角度について、被験者1同様に3.1節で述べた滑り時の体幹角度および下肢関節角度の様子を再現している。しかし、被験者1と比べ、体幹を前屈・下肢関節を屈曲させる転倒回復動作が約0.30[s]と時間を要している。ここで被験

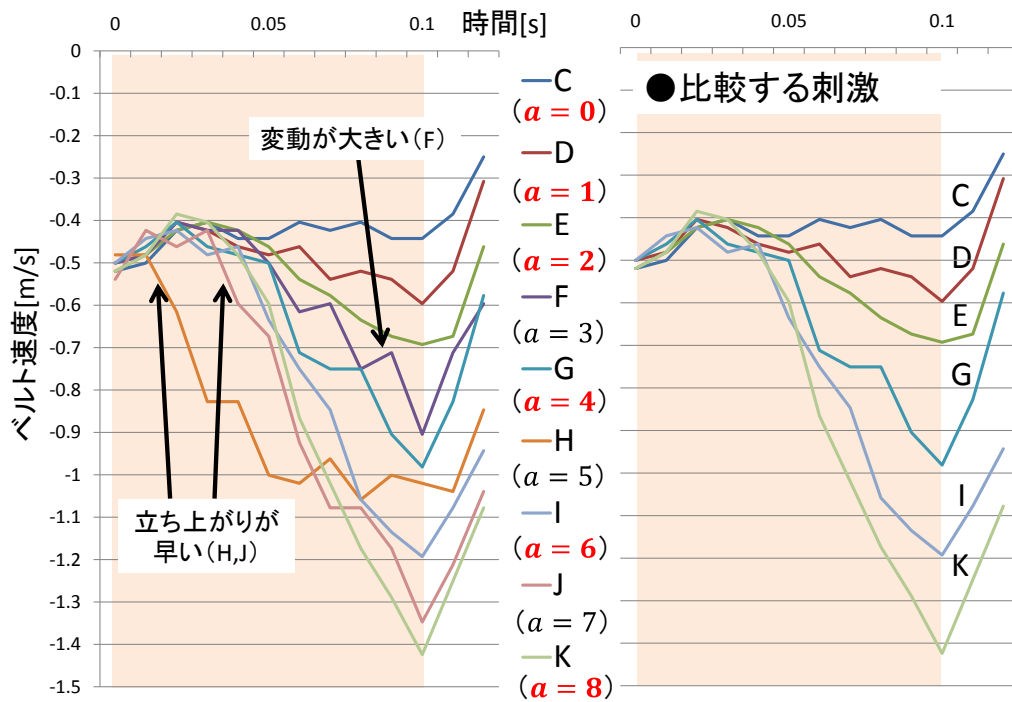


Figure 9. Conditions compared within the applied fall stimulus.

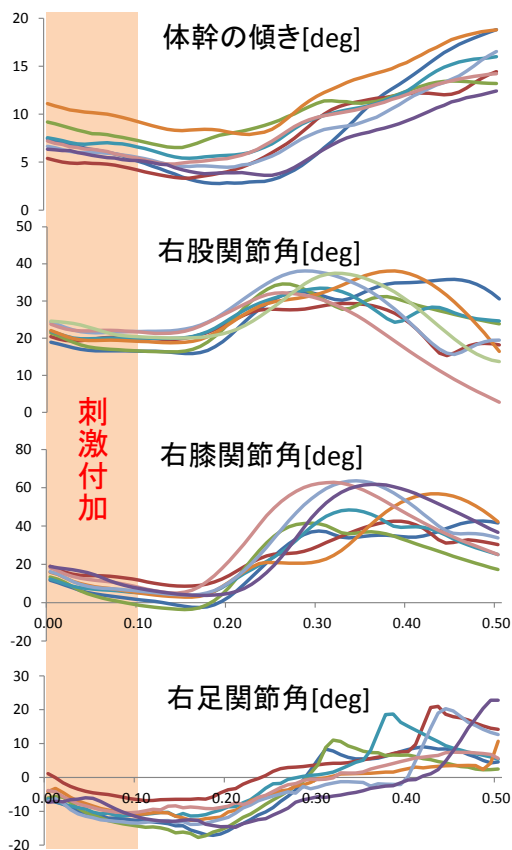


Figure 10. Participant 1 results.

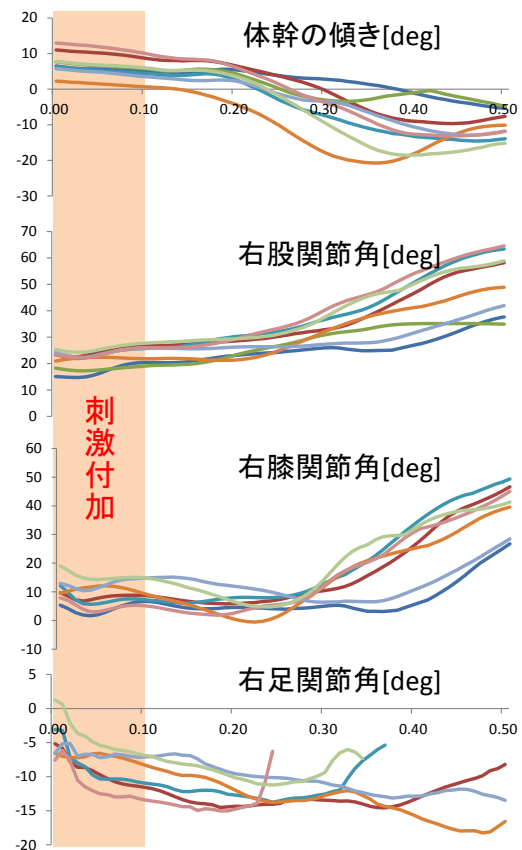


Figure 11. Participant 2 results.

者1と被験者2の右足踏み出し時の垂直方向の床反力を注目したところ、被験者1は体重の52 [%]の力で踏み出し、被験者2は体重の73 [%]の力で踏み出していた。このことから被験者2の重心は被験者1

の重心より矢状面方向の前方にあることがわかる。踏み出し時の力が大きいと、床反力の矢状面方向にかかる力も大きくなる。そのため、被験者2は被験者1よりも大きい力を滑り方向にかかることになり、被験者1よりも滑り転倒刺激が大きくなったと考えられる。滑り刺激が大きくなることで転倒動作が大きくなり、その回復に時間がかかったために被験者1と被験者2の間で、体幹角度および下肢関節角度において異なる結果が出たと考えられる[9]。

5. 結言

本研究では、トレッドミル環境下で自由歩行を可能とする牽引式自由歩行システムを設計製作し、それをを用いたベルトの速度変化による転倒刺激を提案した。また、実際に提案する滑り転倒刺激を与える実験を行い、滑り時の下肢反応動作を実現した。転倒刺激を与えられて転倒状態から回復する方法は搭乗者によって異なったが、体幹を即座に前屈させて回復できる搭乗者は、前に出ている足、右足によって転倒を回復していた。

今後の課題として、まずは若年健常者で多くの被験者のデータを取り、滑り転倒から姿勢を矯正し、安定させる動作のパターンを抽出し、個人差の影響を含めた転倒動作回避モデルを構築する。また、今回の実験では、手摺りを把持した状態で実験を行っているため、その影響が結果に含まれていると考えられる。そのため、今後は手摺りにかかる力の計測も併せて行い、上肢にかかる影響と下肢にかかる影響を区別して解析を行う。最終的には、若年健常者だけでなく、高齢者を被験者とした検証実験を行う。その他にも、トレッドミルを用いた体性感覚に特化した歩行訓練システムを開発する。視覚遮断訓練との比較実験により、関節情報を目標とする足圧中心の軌跡として呈示する新たなシステムの優位性を示す[10] (図 12-13)。

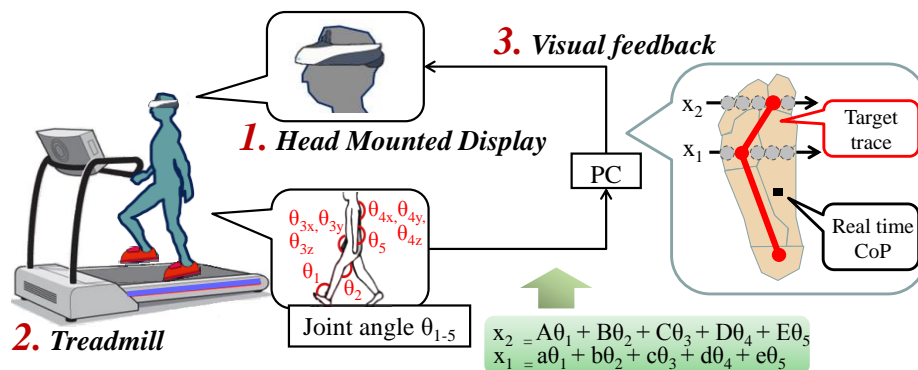


Figure 12 Overview of the training system

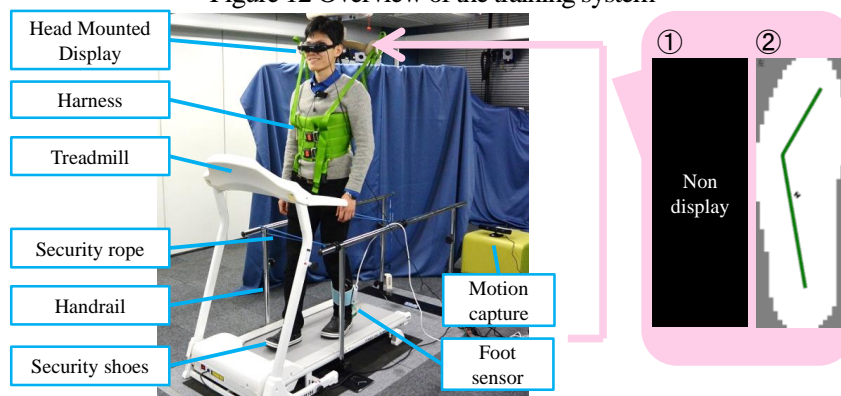


Figure 13 Overview of the experiment

参 考 文 献

- [1]. 田中勇治, 峯島孝雄, 山中利明, 今泉寛, 田中まり子, 川合秀雄, 早川康之, " 高齢者の転倒に関する下肢反応時間および運動時間の検討," *Rigakuryoho Kagaku* 16(4), pp.167-171,2001
- [2]. 長谷川由理, 石井慎一郎, " 歩行中のつまずきに対する転倒回避のメカニズムについて身体重心加速度と回転力の変化に対する姿勢制御," 日本理学療法学会大会, 2013.
- [3]. 中俣孝昭, 畠中泰彦, " スリップによる転倒時の運動力学的解析," *理学療法学* 32, 461, 2005-04-20
- [4]. 大淵修一, 小島基永, 柴喜崇, 島田裕之, 鈴木孝雄, " 地域在住高齢者を対象とした転倒刺激付きトレッドミルトレーニングのバランス機能改善効果～無作為化比較対照試験～," *理学療法学* 30, 10, 2003.
- [5]. 徳田哲男, 丸山仁司, 中山彰博, 梶村由美子, " トレッドミル歩行と屋外歩行における老年者の歩行特性," *日本人間工学会誌*, 20, pp161-169, 1984.
- [6]. 船曳繁之, 西山晋司, 田仲俊彦, 藤原順一, 馬庭壮吉, 酒井康生, " 平地歩行模擬機能を有するトレッドミル," *The transactions of the Institute of Electrical Engineers of Japan. C,A publication of Electronics, Information and System Society* 124(10), pp.2116-2122, 2004.
- [7]. 長野明紀, " 使用者の意図を推定するインテリジェント・トレッドミルの開発とこれを用いた運動効果の検証," *デサントスポーツ科学* 34, pp.48-55, 2013
- [8]. Joachim von Zitzewitz, Michael Bernhardt, and Robert Riener, "A Novel Method for Automatic Treadmill Speed Adaptation," *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, VOL. 15, NO. 3, SEPTEMBER 2007
- [9]. 中島康貴, 福井教文, 山本元司, 制御可能なトレッドミルを用いた左右のベルト速度差による転倒刺激手法の提案, 第33回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ 2015) ,2A1-02, 東京電機大学 (東京) ,Sep. 3-5, 2015.
- [10]. 中島康貴, 滝澤和弥, 松本侑也, 三浦智, 小林洋, 藤江正克, 足圧と姿勢情報の視覚バイオフィードバックを用いた 高齢者の歩行時バランス能力訓練装置の開発, 日本機械学会 2015 年度年次大会 (JSME 2015) ,J1630203, 北海道大学 (北海道) ,Sep. 13-16, 2015.