

脚部の腱電気刺激による身体傾斜感覚の提示

高橋希実¹ 雨宮智浩^{1,2} 鳴海拓志¹ 葛岡英明^{1,2} 廣瀬通孝³ 青山一真³

概要: バーチャルリアリティ(VR)技術の発展によって VR 空間内での多様な地形(平地や山, 室内, 階段等)の体験が可能になった一方で, これらの体験は現実空間の平坦な床面上で行われることが多く, 地面の傾斜についての視覚と体性感覚の不一致が体験への没入感を損ねてしまう恐れがある. この問題の解決策として, 本研究では脚部の腱に対する電気刺激により身体傾斜感覚を提示する手法を提案する. 腱への電気刺激により刺激部に力覚が生起することが知られており, 身体を支える部位である脚部に力覚を生起させることでバーチャルな体性感覚を提示できると考えられる. 本研究では足部の背屈・底屈に関わる腱である前脛骨筋腱およびアキレス腱に電気刺激を行い, 刺激中の足圧中心および頭部位置の計測と身体の傾斜感覚についてのアンケートを行った結果, 電気刺激により足圧中心と頭部位置が刺激位置によってそれぞれ前後方向に変化し, 身体の主観的傾斜感覚が生じることを明らかにした.

キーワード: 腱電気刺激, 固有感覚, 神経刺激インタフェース, バーチャルリアリティ

1. はじめに

近年, ヘッドマウンテッドディスプレイ (HMD) の価格の低下に伴いバーチャルリアリティ (VR) 技術の普及が進んでいる. 広大な VR 空間を構築することが可能であるという HMD の利点を生かすため, VR 空間内を移動する様々な手法が提案されているが[1], 中でも VR 空間内における身体の位置と姿勢を現実空間と一対一対応させる手法は実際の歩行によって VR 空間内を直観的に移動することが可能であり, 高い没入感を得られるという点で優れている. 一方で, この手法では VR 空間内の地形情報をユーザに正確に提示することができないという問題点がある. 例えば野外を模した VR 空間の地形が多く傾斜を含むのに対し, ユーザが存在する現実空間はほとんどの場合平坦な室内の床であり, 地面の傾斜についての視覚と体性感覚の不一致により体験に対するユーザの没入感を損ねてしまう恐れがある.

この問題を解決するため, これまでに起立状態にあるユーザに対して VR 空間内の地形情報を提示する手法についての様々な研究がなされてきた. 特に, アクチュエータによって現実空間の形状を VR 空間に合わせて変化させる装置が多く提案されているが[2,3], これらは大掛かりな機構を必要とするために装置が高額化・巨大化しやすく, コストや安全性の面で課題がある. これとは対照的なアプローチとして, 感覚器を直接刺激することで地形の変化により得られる感覚と同等の感覚を提示する手法が考えられる. 地形の変化により得られる感覚としては様々なものが考えられるが, ここでは特に身体の傾斜感覚に注目する. 代表的な地形である斜面について考えた場合に, 斜面上では重力によって下り方向に力が働き, それによって姿勢が変化する. このことから, VR 空間内の地面の傾斜に合わせたバ

ーチャルな姿勢状態をユーザに知覚させることで, 地形を物理的に再現することなく地形情報の提示をすることが可能であると考えられる.

ユーザにバーチャルな姿勢状態を知覚させる手法として, 本研究は腱に対する経皮電気刺激に注目した. 経皮電気刺激とは皮膚上に設置したゲルや皿状の電極から受容器や神経に微弱な電流を印加することで様々な感覚を生起させる技術のことであり, 小型の電流制御装置と電極のみを使用するため, アクチュエータを用いる場合と比べてはるかに低コストでの実装が可能である. 梶本ら[4]はこの経皮電気刺激を手首の腱に対して行うことで刺激部が押される方向に運動錯覚が生じ, 手が実際とは異なる位置に移動したように知覚されることを報告している. この現象を姿勢制御に関わる関節付近の腱に対して適用することでユーザに実際とは異なる姿勢状態を提示し, VR 空間と現実空間における地形の差異による違和感を軽減させることができると考えられる. 中でも, 脚は立位において地面と接触している唯一の身体部位であり, 脚の関節, 特に接地面に最も近い足首の腱に対して腱の受容する伸展の情報を生起させることで効果的に姿勢知覚を変化させることができると考えられる. 足首付近には多数の腱が存在するが, その中でも足部の背屈に関わる前脛骨筋腱と底屈に関わるアキレス腱は皮膚から浅い位置に存在しているため刺激が容易であり, より鮮明な運動錯覚が提示可能であると考えられる(図1). したがって, 本研究ではこれら2種類の腱を刺激対象として電気刺激を行い, その際の姿勢知覚の変化について検証を行う.

2. シミュレーションによる腱電気刺激の設計

経皮電気刺激は皮膚上に設置した電極から電流を印加するため, 必ず皮膚を通して皮膚組織の下の目的の神経系

¹ 東京大学大学院情報理工学系研究科
The Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

² 東京大学バーチャルリアリティ教育研究センター
Virtual Reality Educational Research Center, The University of Tokyo

³ 東京大学先端科学技術研究センター
Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo

に刺激を与える必要がある。従来の研究では電極直下の組織が電流によって刺激されていると考え、目的の神経組織の直上に電極を設置して刺激が行われていた。

本研究では前脛骨筋腱とアキレス腱を刺激するため、前脛骨筋腱とアキレス腱のおおよそ直上に電極を設置した。一方で、この電極位置で腱に刺激を与えうるかどうかは分からない。そこで本研究では有限要素シミュレーションを用いて、電流によって腱が刺激されるかどうかを検証する。

有限要素法に利用するための脚モデルとして、ソリッド男性人体モデル (Zygote 社製) を用いた。このモデルは CT や MRI、解剖学的知見に基づいて構成されたモデルである。このモデルは全身で 1200 以上のファイルがあり、各モデルを骨、軟骨、神経、脳と脊髄、血管、皮膚、筋肉、人体、その他組織に分類した。その後、メッシュ編集ソフトである Simpleware を利用して左大腿から下を切り出した。このモデルは解剖学的モデルであるが、皮膚内側や血管の中などには空洞がある。そこで、Simpleware の boolean operation によって皮膚の内側を埋めて内部組織とし、血管の内側を血液とした。編集したモデルの足首の前と後ろのおおよそ前脛骨筋腱ならびにアキレス腱直上に二つずつ電極モデルを設置した。図 1 に 3D モデル内の組織構成と設置した電極の位置を示す。

上述のモデルを Simpleware によって .nas フォーマットのメッシュに変換し、Comsol Multiphysics 5.5 にインポートした。インポート後に、各組織に導電率を表 1 の通り設定した。この導電率は先行研究[5]の値を参考にして決定した。

その後、前後の 2 つの電極対のうち、上側を陽極として設定し、下記の境界条件でラプラス方程式 $\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0$ (V : 電位, σ : 導電率) を解き、電流密度分布の解析を行った。

- (1) 内向き電流密度 (J_n) を陽極の最外面に設定した。
- (2) グランドを前後 2 つの電極対の中で下側にある電極の最外面に設定した。
- (3) その他の外面は絶縁されているとした。
- (4) 内向き電流密度 (J_n) は設定された電極の最外面の面積を利用して、3.0mA の電流相当となるように設定した。

表 1 各組織の導電率

Table 1 Electrical conductivity of each organ

組織名	電極	骨	筋肉	血管	血液	軟骨
導電率 (S/m)	0.3	0.02	0.35	0.04	0.7	0.18



図 1 足の 3D モデルの構成と電極位置

Figure 1 Illustration of the leg model and position of electrodes

上述のシミュレーションを前脛骨筋腱上の刺激とアキレス腱上の刺激の 2 条件で行った。図 2 と図 3 はそれぞれ前脛骨筋腱刺激とアキレス腱刺激時の電流密度分布と電位分布のシミュレーション結果を示している。各図の左上、左下、右下の図は筋上の電流密度分布を示しており、赤色は電流密度が高く、青色は低い。また、各図の右上の図は足全体の電位分布を示しており、赤色は電位が高く、青色は低い。また、前脛骨筋腱刺激とアキレス腱刺激のシミュレーションにおける、筋上の最大電流密度は、前脛骨筋で 10.655A/m²、アキレス腱刺激で 16.112A/m²であった。

各図から、前脛骨筋腱刺激時には前脛骨筋腱位置の電流密度分布が高く、アキレス腱刺激時にはアキレス腱の電流密度分布が高い。また、脳刺激を目的とする経皮電気刺激である tDCS の先行研究では、皮膚触覚はおおよそ 0.8A/m² の電流密度(おおよそ 35cm² に 3mA の電流)で生起することが示されている[5]。皮膚と腱での違いはあるが、本シミュレーションで利用した 3mA の刺激時に 10 A/m² 以上の電流密度が腱上に分布すると考えると、本研究で構成した電極位置は、腱に刺激を与えうると考えられる。このシミュレーションの結果より、前脛骨筋腱直上の刺激とアキレス腱刺激はそれぞれ目的の腱への刺激を与えうると考えられる。

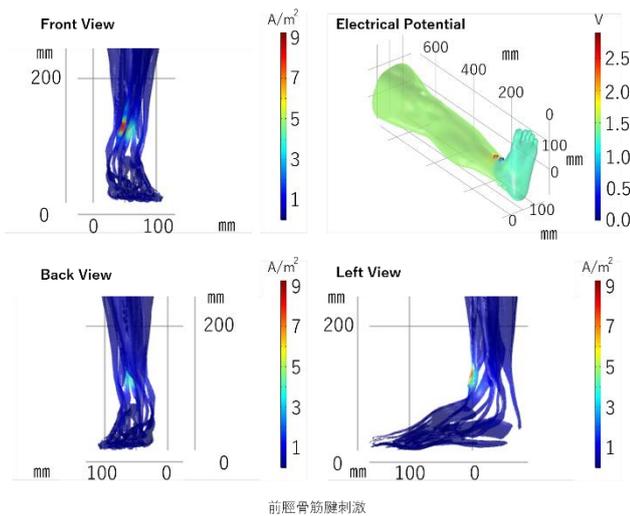


図2 前脛骨筋腱刺激のシミュレーション結果

Figure 2 Result of simulation of tibialis anterior tendon stimulation.

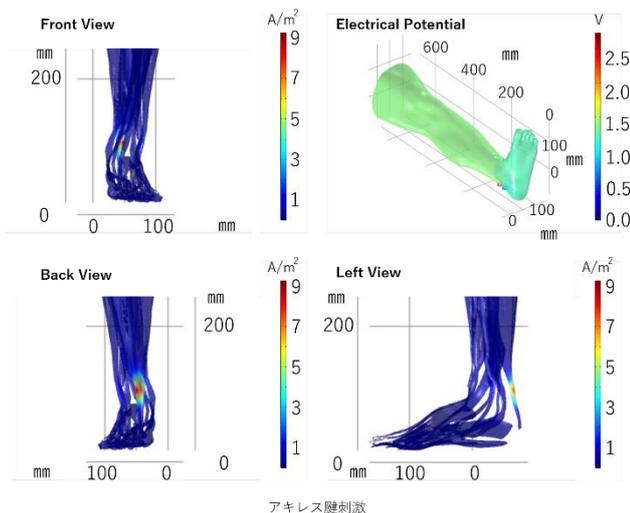


図3 アキレス腱刺激のシミュレーション結果

Figure 3 Result of simulation of Achilles' tendon stimulation.

3. 心理物理実験

前章より、前脛骨筋腱並びにアキレス腱直上に電極を設置した刺激は各腱を十分に刺激しうると考えられる。そこで、本章では心理物理実験によって足の腱刺激が主観的な身体傾斜感覚とそれに伴う身体動揺を引き起こすかどうかを検証する。また、視覚は姿勢制御において重要な役割を担っており[6]、視覚情報の有無が実験の結果に影響を及ぼす可能性がある。加えて、HMD等を利用したVRコンテンツの体験は開眼状態で行われる。これらを加味し、刺激対象とする腱に加えて目の状態（開眼・閉眼）についても考慮して実験条件を設定する。

それぞれの腱に対して開眼および閉眼状態で電気刺激

を行い、刺激中の足圧中心と頭部位置の変化の計測、およびアンケートを用いた主観的な身体傾斜感覚の調査を行った。

3.1 実験方法

実験参加者は5名（男性4名、女性1名）であり、平均年齢は29.0歳であった。刺激条件は目の状態（開眼・閉眼）および刺激対象とする腱（刺激なし・前脛骨筋腱・アキレス腱）を組み合わせた6条件を用意した。図4に各腱の刺激を行う電極の位置を示す。それぞれの条件による刺激は10回ずつ行うこととし、参加者毎に全60試行を無作為な順番で行った。各試行では参加者にロンベルグ姿勢で起立してもらい、その状態で15秒間足圧中心および頭部位置の計測を行った。計測中、開眼条件においては参加者の前方2メートルの壁面上に目線の高さで固定された目印を注視してもらい、閉眼条件では顔を目印の方向へ向けた状態で固定してもらった。計測の開始後と終了前のそれぞれ5秒間は電気刺激を行わず、間の5秒間のみ該当する刺激条件の提示を行った。図5に計測の開始から終了までの刺激条件提示の流れを示す。腱に対する電気刺激を行う条件においては、電流値を上限5mAとした上で参加者の痛覚閾値を超えない最大値に設定し、周波数80Hzの両極矩形波による刺激を行った。計測の終了後に、身体傾斜感覚についてのアンケートに回答してもらった。

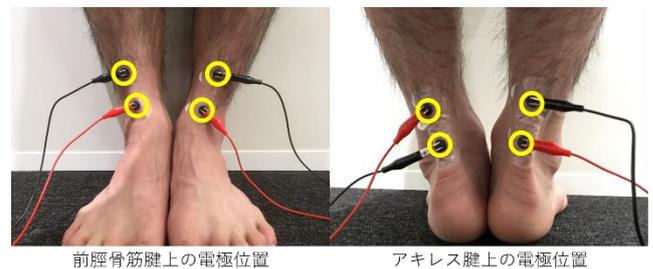


図4 各腱上の電極位置

Figure 4 The position of electrodes on targeted tendons

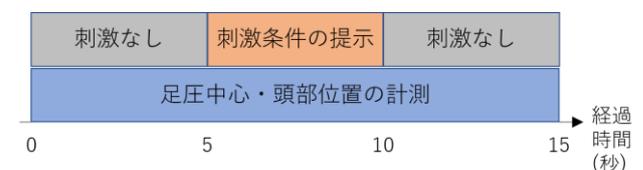


図5 刺激条件提示の流れ

Figure 5 The flow of application of stimulation

3.2 足圧中心および頭部位置の計測

足圧中心の計測にはバランス Wii ボード（任天堂株式会社）を使用した。計測中は参加者にボードの上にもってもらうことで足圧中心の2次元座標を記録した。頭部位置の計測にはPOLHEMUS G4（Polhemus, Inc.）を使用した。センサを参加者の頭頂部に固定することで、頭部位置の3次元座標を記録した。これらの座標は、参加者の右方、前方、

下方をそれぞれ x 軸, y 軸, z 軸の正の方向とする座標系に従い, 計測の周波数は 10Hz であった.

3.3 計測後のアンケート

各試行における計測終了後のアンケートでは以下の 2 つの質問に 1~7 の 7 段階で回答してもらった.

- Q1. 左右方向に身体が傾く感じがしましたか? (1:左方向へ大きく傾く感じがした, 4:どちらともいえない, 7:右方向へ大きく傾く感じがした)
- Q2. 前後方向に身体が傾く感じがしましたか? (1:前方向へ大きく傾く感じがした, 4:どちらともいえない, 7:後方向へ大きく傾く感じがした)

3.4 データ解析

1 人の参加者につき, 足圧中心と頭部位置のそれぞれについて 150 個×60 試行分の時系列データが得られた. 参加者間, および参加者内の異なる試行間における初期位置のずれによるデータのばらつきを無くするため, 各試行の前半 50 個 (5 秒間) の足圧中心および頭部位置の平均を計算し, これをその試行における座標系の原点とした. さらに, 参加者内の同じ刺激条件による 10 試行の平均を取り, 得られた時系列データをその条件における計測値とした.

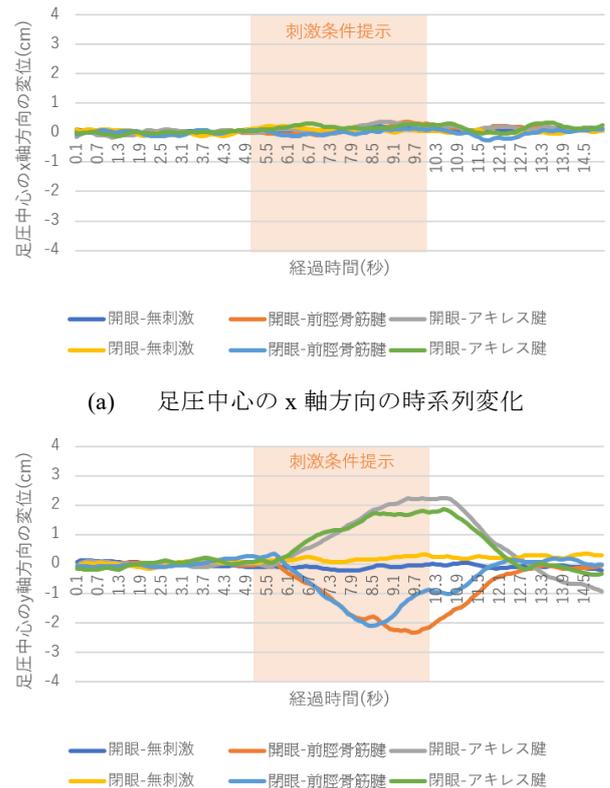
4. 結果

4.1 足圧中心

図 6 は足圧中心の x 軸方向および y 軸方向の時系列変化の参加者間平均を示している. また, 図 7 は刺激条件の提示中における足圧中心の前後方向の最大変位の参加者間平均を示している. この結果に対して目の状態と刺激対象の腱を要因とする二元配置分散分析を行ったところ, 前方向の最大変位, および後方向の最大変位について刺激対象の腱の主効果が有意であった (前方向の最大変位: $p = 0.0325$, 後方向の最大変位: $p = 0.0252$). また, 無刺激条件を対照群として Steel の方法により多重比較を行ったところ, 後方向の最大変位について開眼条件下と閉眼条件下の両方で無刺激条件と前脛骨筋腱条件間に有意差が見られた (図 7b).

4.2 頭部位置

図 8 は頭部位置の x 軸方向および y 軸方向の時系列変化の参加者間平均を示している. また, 図 9 は刺激条件の提示中における頭部位置の前後方向の最大変位の参加者間平均を示している. この結果に対して目の状態と刺激対象の腱を要因とする二元配置分散分析を行ったところ, 前方向の最大変位, および後方向の最大変位についてそれぞれ刺激対象の腱の主効果が有意であった (前方向の最大変位: $p = 0.0251$, 後方向の最大変位: $p = 0.0402$). また, 無刺激条件を対照群として Steel の方法により多重比較を行ったところ, 前方向の最大変位について開眼条件下と閉眼条件下の両方で無刺激条件とアキレス腱間に有意差が見られた (図 9a).

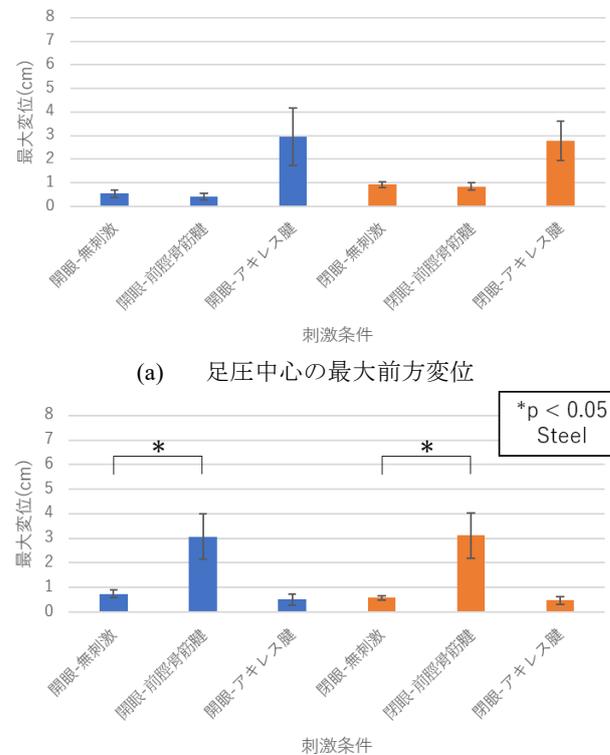


(a) 足圧中心の x 軸方向の時系列変化

(b) 足圧中心の y 軸方向の時系列変化

図 6 足圧中心の時系列変化

Figure 6 Over time change of CoP



(a) 足圧中心の最大前方変位

(b) 足圧中心の最大後方変位

図 7 足圧中心の前後方向の最大変位

Figure 7 Max displacement of CoP in anteroposterior

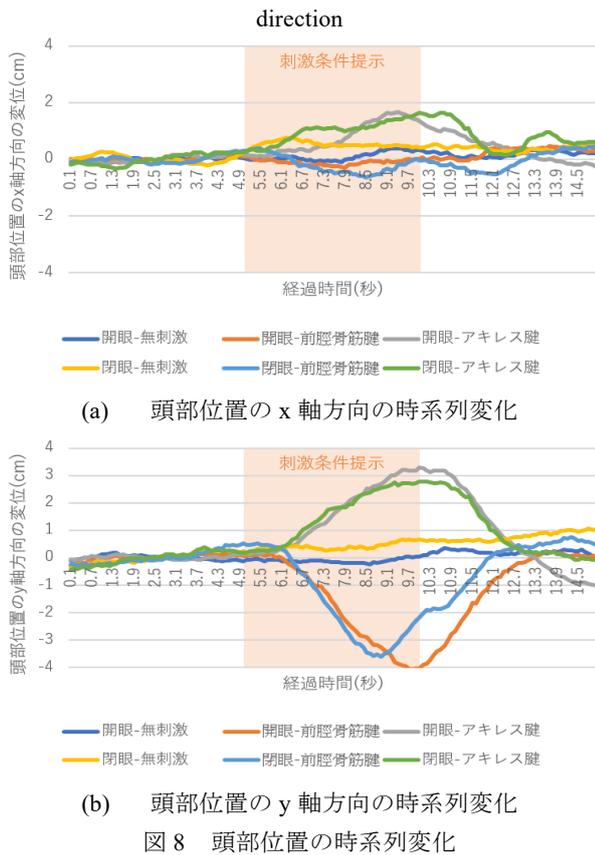


Figure 8 Over time change of head position

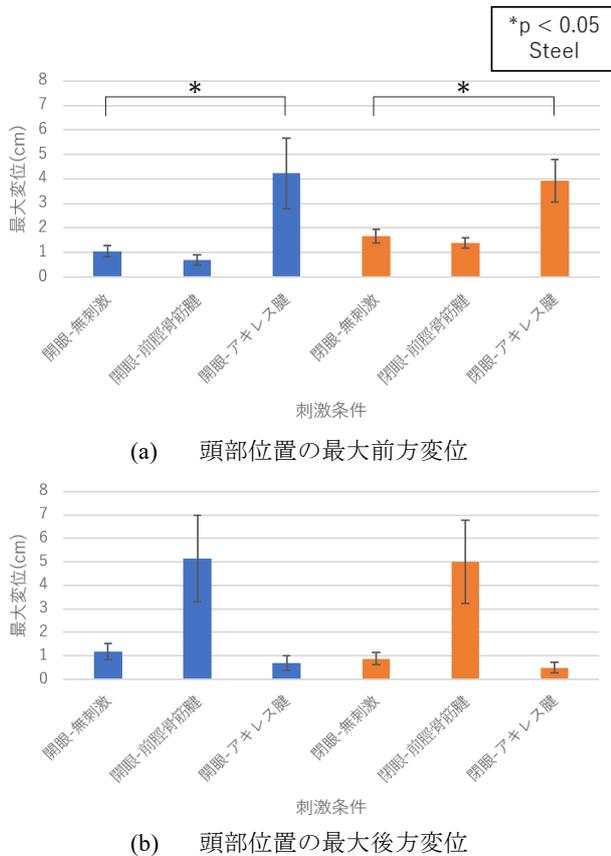


Figure 9 Max displacement of head position in anteroposterior direction

4.3 アンケート

図 10 はアンケートによって得られた左右・前後方向の主観的な身体傾斜感覚の参加者間平均を示している。図 10(a)において赤線より上の値は右方向への身体傾斜感覚、赤線より下の値は左方向への身体傾斜感覚が得られたことを意味している。また、図 10(b)において赤線より上の値は後方向への身体傾斜感覚、赤線より下の値は前方向への身体傾斜感覚が得られたことを意味している。この結果に対して目の状態と刺激対象の腱を要因とする二元配置分散分析を行ったところ、前後方向の主観的な身体傾斜感覚について目の状態および刺激対象の腱の主効果が有意であった(目の状態: $p=0.0312$, 刺激対象の腱: $p=0.0209$)。また、無刺激条件を対照群として Steel の方法により多重比較を行ったところ、開眼条件下では無刺激条件とアキレス腱条件間に、閉眼条件下では無刺激条件と前脛骨筋腱条件およびアキレス腱条件間に有意差が見られた。

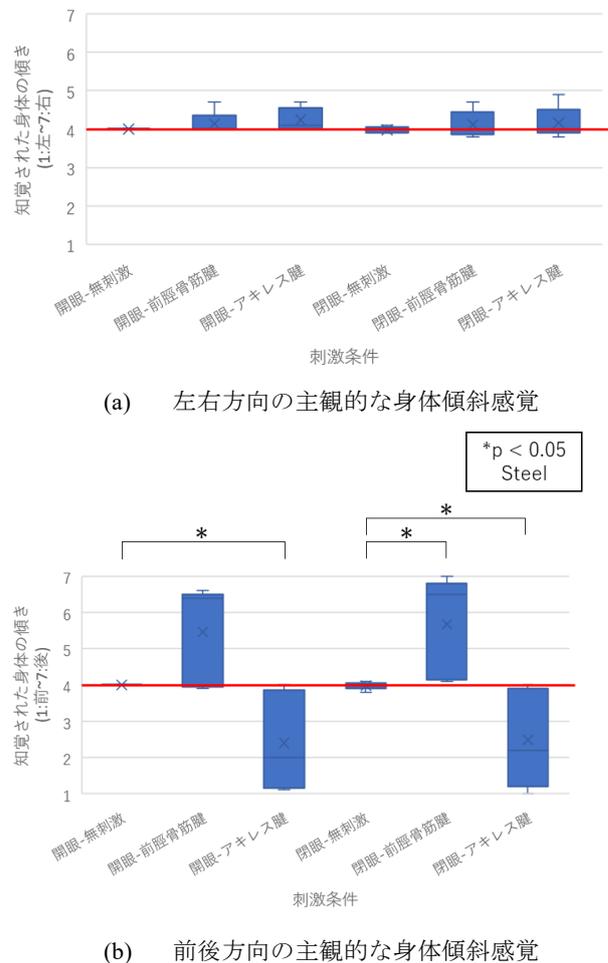


Figure 10 主観的な身体傾斜感覚
Figure 10 Subjective sensation of body tilt

5. 考察

5.1 主観的な身体傾斜感覚

アンケートの回答結果(図10)から、前脛骨筋腱およびアキレス腱上への電気刺激を行うことで、それぞれ後方、前方への主観的な身体傾斜感覚が生じることが示された。腱電気刺激による運動錯覚は刺激された腱につながる筋の伸長方向に生じることが知られており[4]、前脛骨筋腱およびアキレス腱の刺激によってそれぞれ足部の底屈、背屈方向への運動錯覚が生じると考えられる。直立状態では足部が床面に固定されているため、これらの運動錯覚が前後方向の身体傾斜感覚として解釈されたと思われる。

5.2 足圧中心および頭部位置の変化

図7および図9から、前脛骨筋腱およびアキレス腱上への電気刺激により、足圧中心の前方への最大変位および頭部位置の後方への最大変位がそれぞれ増大することが示された。腱の内部に存在するゴルジ腱器官は筋の収縮に伴う腱の持続的な伸張を検知し、その筋の緊張を抑制するIb抑制を起こすことが知られている[7]。また、梶本ら[4]は腱への電気刺激により生じる運動錯覚がゴルジ腱器官によるものであることを示唆しており、本実験において確認された足圧中心および頭部位置の変位増大も電気刺激によりゴルジ腱器官が刺激され、Ib抑制を起こすことで対応する筋の弛緩方向に身体が動いた結果生じたものであると考えられる。

5.3 目の状態の影響

実験の結果、腱に対する電気刺激中の足圧中心および頭部位置の最大変位については目の状態による違いは見られなかった。一方、刺激中に感じられる前後方向の主観的な身体傾斜感覚については目の状態の主効果が有意であり、また、1人の参加者から目を閉じている条件において身体傾斜感覚が強く感じられたという意見が得られた。この理由として、目を開けている条件では視覚によって把握した周囲の状況を元に姿勢を制御することが可能であるため身体の傾斜が起りにくく、目を閉じている条件において相対的に身体傾斜感覚が強く感じられたと考えられる。

5.4 電流による腱刺激の妥当性

本実験では腱の刺激を目的として電気刺激を行っていたが、印加した電流の身体内での経路を調べることは難しく、実際は刺激位置付近の筋肉を刺激してしまっていた可能性もある。しかしながら、筋肉に対する電気刺激は筋収縮を引き起こすことが知られており[8]、もし今回の実験で筋肉が刺激されていたならば前脛骨筋腱およびアキレス腱上への電気刺激によりそれぞれ前方、後方への身体運動が生じるはずである。実際はこれとは真逆の身体運動が確認されているため、今回の実験において筋肉への刺激は非常に小さいと考えられる。

5.5 腱電気刺激による多方向への身体傾斜感覚の提示

本実験の計画段階では腱電気刺激によって身体の傾斜感覚が生じるかが不明であったため、刺激が容易で感覚が生起されやすいと考えられる前脛骨筋腱およびアキレス腱を刺激対象とした。これらは足首の底屈および背屈を担う腱であるが、足首の運動にはこれ以外にも様々な種類があり、これらの運動を担う腱に対する刺激を行うことで、様々な方向への身体傾斜感覚を生起させることが可能であると考えられる。

5.6 多感覚の統合による身体傾斜感覚の強化

本実験の結果から、腱電気刺激により身体の傾斜感覚が生じることが示された。ヒトの姿勢制御は視覚、前庭感覚、体性感覚の統合によって行われていることが知られており[6]、HMDを用いた視覚情報の提示や前庭電気刺激による加速度感覚の提示[9]を足首の腱に対する電気刺激と同時にを行うことでより鮮明な身体傾斜感覚の提示が可能であると考えられる。

6. 結論

本論文では、腱への電気刺激により生じる運動錯覚を利用することによって、VR空間と現実空間の地形の差異によって生じる違和感を軽減することを目指し、足首付近の腱に対する電気刺激が足圧中心および頭部位置の時系列変化と主観的な身体傾斜感覚に与える影響を検証した。実験の結果、前脛骨筋腱およびアキレス腱に対する刺激を行うことでそれぞれ後方、前方への主観的な身体傾斜感覚が生じ、足圧中心と頭部位置の同方向への変位が大きくなることが明らかになった。今後の実験では足首付近に存在する前脛骨筋腱、アキレス腱以外の腱に対する電気刺激を行い、多方向への身体傾斜感覚が提示可能であるかを調査する。また、HMDによる視覚情報の提示や前庭電気刺激による加速度感覚の提示の併用による身体傾斜感覚の強化についても検討し、最終的にはVR空間と現実空間の地形の差異による違和感を軽減する電気刺激手法の実現を目指す。

参考文献

- [1] Boletsis, C. (2017). The new era of virtual reality locomotion: A systematic literature review of techniques and a proposed typology. *Multimodal Technologies and Interaction*, 1(4), 24.
- [2] Schmidt, D., Kovacs, R., Mehta, V., Umaphathi, U., Köhler, S., Cheng, L. P., & Baudisch, P. (2015, April). Level-ups: Motorized stilts that simulate stair steps in virtual reality. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 2157-2160).
- [3] Son, H., Gil, H., Byeon, S., Kim, S. Y., & Kim, J. R. (2018, April). Realwalk: Feeling ground surfaces while walking in virtual reality. In *Extended Abstracts of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1-4).
- [4] 梶本裕之. (2012). 腱電気刺激を用いたハプティックインタフェース. *日本バーチャルリアリティ学会大会論文集*, 17, 401-

404.

- [5] Laakso, I., & Hirata, A. (2013). Computational analysis shows why transcranial alternating current stimulation induces retinal phosphenes. *Journal of neural engineering*, 10(4), 046009.
- [6] 清水勝利, 浅井正嗣, 渡辺行雄, & 水越鉄理. (1993). 直立姿勢維持に対する視覚・体性感覚の影響について. *Equilibrium Research*, 52(4), 621-628.
- [7] Chalmers, G. (2002). Strength training: do Golgi tendon organs really inhibit muscle activity at high force levels to save muscles from injury, and adapt with strength training?. *Sports biomechanics*, 1(2), 239-249.
- [8] Ebashi, S., Endo, M., & Ohtsuki, I. (1969). Control of muscle contraction. *Quarterly reviews of biophysics*, 2(4), 351-384.
- [9] Aoyama, K., Iizuka, H., Ando, H., & Maeda, T. (2015). Four-pole galvanic vestibular stimulation causes body sway about three axes. *Scientific reports*, 5(1), 1-8.