
令和2年度 修士学位論文

砕石路面での歩行動作における足部の運動特性
と下腿筋活動の評価に関する研究

指導教員 池浦 良淳 教授

三重大学大学院工学研究科

博士前期課程 機械工学専攻

人間支援システム研究室

立松 大輝

目次

第1章	序論.....	1
1.1	研究背景.....	1
1.2	研究目的.....	3
1.3	本論文の構成.....	4
第2章	設備保守点検における砕石敷地での巡視作業.....	5
2.1	作業内容調査.....	5
2.2	作業者による作業負担の主観評価.....	9
第3章	砕石路面上での歩行動作における足部運動計測.....	11
3.1	実験内容及び実験条件.....	11
3.2	実験装置概要.....	15
3.3	評価方法.....	17
3.3.1	歩行周期検出方法.....	17
3.3.2	足部の揺れの動きの評価方法.....	18
3.3.3	足部の側方向への傾斜角度算出方法.....	19
3.4	実験結果.....	21
3.4.1	足部の揺れの動きの評価結果.....	21
3.5	砕石路面歩行時の足部の運動特性の評価結果のまとめ及び考察.....	32
第4章	歩行動作中の足部の傾きによる下腿筋活動評価.....	33
4.1	歩行動作における足関節と足部の動きに関連する筋肉.....	33
4.2	実験内容及び実験条件.....	35
4.3	実験装置概要.....	39
4.4	実験結果.....	41

目次

4.4.1	iEMG 算出結果.....	41
4.4.2	筋電図平均波形.....	44
4.5	歩行動作中の足部の傾きによる下腿筋活動計測実験結果のまとめ及び考察.....	47
第5章	結論.....	51
5.1	まとめ.....	51
5.2	今後の課題.....	52
参考文献	53
謝辞	55

第1章 序論

1.1 研究背景

変電所は電気を日本各地に送るために数多く点在しており、現代の生活において必要不可欠な施設である。現在の変電所作業は、人力に依存したものが数多く存在する。その一因として、変電所内での設備等の保守点検作業はかなりの頻度で作業されているが、一施設での頻度は少ないことがあげられる。そのため、数多く存在する変電所に高価な機械を導入することを難しくしている。また、変電所内の環境も要因の一つである。変電所内の建物には、設備設置によるスペースを確保するために狭く、施設内の屋外では設備周りに碎石が敷かれており、機械が扱いつらい環境である。

現在、作業者の高齢化が進んでおり、身体的に負担の大きい変電所作業によって、作業者の健康被害や怪我、事故につながる危険性が今後ますます高まることが予想される。そのため、作業の負担軽減策を検討することは必要不可欠である。

そこで、変電所作業者に負担に感じる作業について聞き取り調査を行った。その結果、変電所施設内の屋外設備点検作業の都度行われる、碎石敷地での巡視作業に意見が集まった。本研究では、この作業について取り上げる。変電所敷地内の設備周りには、万が一漏電事故が起きた際の被害を最小限にするために、碎石が敷き詰められている。この作業は変電所施設の敷地内を歩き回りながら設備異常が無いか目視や動作確認を行うものである。碎石が敷き詰められている路面では、アスファルトなどの平地と比較して凹凸があり、石が動くことから歩きづらくなっており、下肢に負担がかかることが予想される。

平地でない路面での歩行フォームや下肢筋の活動に着目した研究はこれまでも行

われている。加藤らは一般家庭向けの玉砂利路面や粒径の小さい砂路面での歩行フォームや下肢筋活動量に着目し、平地と比べて膝関節を屈曲位にし、接床期で足関節角度を増大させ、大腿筋群や足関節の働きに関与する下腿筋群の筋活動量を増大させることを明らかとした^[1]。凹凸路面での歩行動作位に関する研究として、西島らは点字ブロックの敷かれた路面と平地路面での歩行フォームや下肢筋の活動量に着目し、開眼時の点字ブロック上では足関節と股関節の可動域を減少させ、円形の点字ブロック上ではヒラメ筋、大腿二頭筋、中殿筋、大殿筋の筋放電量を増大させることを明らかとした^[2]。また、滑りやすい路面上での歩行動作に関する研究として、堀らは油塗布路面と平地路面での歩行フォームと下肢筋の活動量に着目し、すべりの感覚に応じて足関節筋群を働かせることを明らかとした^[3]。その他にも数々の研究が行われている^{[4][5]}。

このように、平地でない路面での歩行動作に関する研究は数多く行われており、平地と比較して、歩行に特徴があり、下肢筋活動量も増大している傾向がある。そのため、碎石路面上歩行も歩行動作や筋活動の評価の重要性があると考えられる。

1.2 研究目的

平地でない路面での歩行動作では、平地と比較して、下肢筋活動量が増大している傾向がある。本研究室では、砕石路面上での歩行動作に関する研究を行ってきた^[6]。その研究の中で、砕石路面上の矢状面での歩行フォーム、筋電図計測による下肢筋活動量に着目し、平地に対して砕石路面上では、踵接地時に足関節角度を大きく、爪先離床時に足関節角度を小さくしており、路面に対して足部をフラットな状態にさせて身体の安定性を保つ動きが見られた。また筋活動評価では、接床期において、足関節を動かす働きのある腓腹筋と前脛骨筋の単位時間当たりの筋活動量が増大する傾向があることが明らかになった。しかし、この研究では矢状面での歩行フォームについて検証されたが、身体の側方向への動きやその運動については検証されていない。

そこで本研究では、設備保守点検における砕石敷地での巡視作業の負担軽減、効率化を図るための作業改善案の考案に先駆けて、作業で行われる砕石路面上歩行についての動作解析を行う。その中でも先行研究でも特徴の見られた足部の動きに着目し、砕石路面上での歩行動作による足部の運動を解析し、歩行中の足部の傾きに伴う下腿筋肉の筋活動を評価することを目的とする。足部の運動特性解析に関して、足部にモーションセンサを取り付け、砕石路面上歩行時の足部の動きを計測した。そして得られた計測データから足部の3方向への動き、回転運動について評価を行った。筋活動評価に関して、砕石路面を簡易的に模した歩行路での、歩行中に足部を傾斜させたときの下腿筋活動を表面筋電図計測により、評価を行った。

1.3 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。まず、第2章では、本研究で取り上げる砕石敷地での巡視作業の内容と作業環境と作業時の問題点について述べる。また、この作業について、作業経験のある方々に作業に伴う身体的負担についてアンケート調査を実施したので、その結果について述べる。第3章では、平地路面と砕石路面を歩行した際の足部の運動特性を解明するための実験を行い、その方法と結果について述べる。第4章では、砕石路面で足部が側方向へ傾いた場合の下腿筋活動を計測実験、評価を行ったので、その方法と結果について述べる。最後に、第5章では本研究のまとめと今後の課題について述べる。

第2章

設備保守点検における砕石敷地での 巡視作業

作業から負担が大きいという意見が述べられた設備保守点検における砕石敷地での巡視作業の作業内容、作業環境について調査することは今後作業の改善案を考案する上で必要である。2.1 節では作業に関する情報を説明し、作業の問題点について述べる。2.2 節では作業経験のある方々に作業に伴う身体的負担についてのアンケートを実施し、回答していただいたので、その結果について述べる。

2.1 作業内容調査

設備保守点検における砕石敷地での巡視作業は、変電所敷地内の設備を巡回し、設備に異常が無いかを目視、動作確認を行う、設備保守点検作業の一つである。作業の様子を Fig.2.1 に示す。この作業は1施設につき1か月に1回ほど行われる。作業時間は1時間ほどであり、その間広大な敷地内を歩行し続けるため、砕石による不安定な足場及び作業時の服装の影響により作業者に身体的負担を及ぼしていることが予想される。

変電所の設備周りには砕石が敷き詰められている。この石は角が尖っており、これを敷き詰めることによって路面の中に隙間が生じる。変電所内での作業中に誤って感電した際に、隙間を通じて地面に電気を流しやすくする役割がある。そのため、変電設備周りはアスファルトのような舗装路面ではなく、砕石路面となっている。変電所敷地内の様子を Fig.2.2 に示す。変電所で用いられている砕石は Fig.2.3 に示す、JIS5001-1995 に基づいた Fig.2.3(a)に示す粒径 30mm～40mm の単粒度砕石 S-40（3号）または

Fig.2.3(b)に示す粒径 20mm～30mm の単粒度砕石 S-30 (4号) が使用されている。実際に変電所内で使用されている砕石を Fig.2.4 に示す。

また、安全性を確保するために作業時には、Fig.2.5 に示す静電安全靴（ミドリ安全（株）製、RT910 静電）を着用している。この靴は爪先部分に樹脂材料が挿入されており、重量物などを誤って落とした際の衝撃を軽減する役割がある。また、中敷きには釘などの踏み抜きを防止するためのステンレス製の板が挿入されている。中敷きを含めた作業靴の重量は1足あたり 1.0kg、一般的な運動靴が1足あたり 0.4kg であり、作業靴は運動靴と比較して重量が大きい。靴の重さによる歩行動作負担量に関する研究として、エネルギー消費量として間接的に計測される酸素摂取量は靴の重さに比例すると報告されている⁷⁾。そのため、現在着用している作業靴は、作業者の下肢負担に影響している要因の一つであると考えられる。

以上のことから、足場が悪い施設内環境のために機械の導入も難しく、作業者の安全性確保のための作業靴も負担となる原因となっており、負担軽減策を考案し、作業改善をすることは重要であると考えられる。



Fig.2.1 Walking work on crushed stones site during patrol



Fig.2.2 Substation site



S-40 (No.3)



(b) S-30 (No.4)

<http://tamajyari.com/itemlist/size.html> より引用

Fig.2.3 Single particle crushed stone



Fig.2.4 Crushed stone used in substations



Fig.2.5 Work shoes used in substation works

2.2 作業者による作業負担の主観評価

設備保守点検における碎石敷地での巡視作業について、実際の作業者に作業負担に関するアンケート調査を行った。調査対象者は作業経験のある方々7名に依頼した。アンケート内容は、作業を負担に感じるか、部位ごとに負担を感じるかを5段階(1:感じない 2:少し感じる 3:感じる 4:大変に感じる 5:これ以上ないほどに感じる)で評価してもらった。アンケートの調査結果を Table 2.1 に示す。

負担について、2と回答した方は4名、3と回答した方は2名、4と回答した方は1名であった。アンケート調査を依頼した7名全員が5段階中2以上と回答しており、作業者が作業に関して負担を感じていることが明らかとなった。負担を感じる部位として、脛脛と足首に回答が集中した。脛脛の負担を感じる度合いとして、2と回答した方が5名、4:大変に感じると回答した方が2名という結果となった。足首に関しては2と回答した方が2名、3と回答した方が2名、4と回答した方が2名という結果となった。腰やももの負担が大きいと回答した方もおり、身体のバランスを保つための部位にも負担がかかっていることが予想される。以上の結果により、設備保守点検における碎石敷地での巡視作業は作業者に負担を感じさせており、作業の改善が必要であると考えられる。

Table 2.1 Questionnaire survey results

<p>男性, 50才, 170cm, 70kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>	<p>男性, 57才, 172cm, 53kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>
<p>前 後</p>		<p>前 後</p>	
<p>男性, 63才, 176cm, 100kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>	<p>男性, 19才, 177cm, 65kg 経験年数: 1年未満</p>	<p>1 2 3 4 5</p>
<p>前 後</p>		<p>前 後</p>	
<p>女性, 45才, 158cm, 53kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>	<p>男性, 49才, 170cm, 83kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>
<p>前 後</p>		<p>前 後</p>	
<p>男性, 49才, 170cm, 65kg 経験年数: 10年以上</p>	<p>1 2 3 4 5</p>		
<p>前 後</p>			

第3章

砕石路面上での歩行動作 における足部運動計測

歩行動作において足関節及び足部の働きは、接地の際の衝撃を吸収し、体を前に推進するのに重要である。本研究では、足部に計測装置を取り付け、砕石路面歩行時の足部の動きを計測し、足部の3方向への動きや回転運動について、得られたデータから評価を行う。3.1節では実験内容と実験条件について述べる。3.2節では実験で用いた装置の概要を述べる。3.3節では足部の動きについて、得られた実験データから評価する方法を述べる。3.4節では足部の運動特性について評価した結果について述べる。

3.1 実験内容及び実験条件

砕石路面上での歩行動作によって足部がどのような動きをするのかを捉えるために、歩行動作による足部運動情報収集実験を行った。実験協力者には事前に実験内容を説明し、実験協力の承諾を得られた20代男性10名を対象とし、各実験協力者にそれぞれアルファベットA~Jを割り当てた。各実験協力者の情報をTable.3.1に示す。

実験は室内で行い、実験に用いた歩行路は室内床の平面（以下、平地路面とする）、砕石を敷き詰めた路面（以下、砕石路面とする）の二種類とした。砕石路面は、変電所で使用されているものと同じ大きさの粒径20~30mmの単粒度砕石S-40を敷き詰めた、長さ5m、幅0.6m、深さ0.1mの路面を用意した。実験に用いた路面をFig.3.1に示す。

歩行中の履き物は実際に作業で使用されているものと同じ、踏み抜き防止用の中敷きを取り付けた静電安全靴（ミドリ安全(株)製）を使用した。

歩行動作中の足部の動きや側方向への傾斜角度を計測するために、6軸モーションセンサ搭載の計測装置を、右足関節外踝と右足趾関節上部に固定し、それぞれセンサ1、センサ2とする。計測装置を固定した様子を Fig.3.2 に示す。

歩行動作を行ってもらったテンポは統一し、電子メトロノームを用いて、作業中の歩行動作と同程度の早さの 90bpm とし、音に沿って歩行してもらった。歩幅については指定することなく自由に歩行してもらった。また、側面からビデオカメラで歩行動作の様子を記録した。

実験協力者の歩行動作を計測する前に、歩行テンポと砕石路面に慣れるまで各路面 5 往復以上連続して歩行練習を行った。その後、計測装置を前述のように固定し計測を開始した。動作開始前に平地路面上で 2~3 秒間静止し、オフセット値を計測してから歩行動作を開始してもらった。なお、計測開始後も実験者が歩行の様子を見て、実験協力者の歩行テンポが保たれているか注意した。平地路面から計測を始めて、平地路面と砕石路面を交互に歩行してもらった。各路面で毎回同じ方向で歩行した。1回の試行で歩行動作開始から終了まで 4 歩行周期分の計測ができる。その中で動き始めと動き終わりを除いた 2 歩行周期分を解析対象とした。各路面で 5 回以上試行して、10 歩行周期以上分のデータが確保されるまで計測した。

Table.3.1 Sample data of experimental collaborators

Experimental collaborator	Age[years]	Gender	Height[cm]	Weight[kg]
A	24	Male	169	60
B	24	Male	176	60
C	24	Male	172	70
D	23	Male	169	74
E	24	Male	178	66
F	23	Male	176	64
G	23	Male	164	50
H	24	Male	162	60
I	24	Male	178	64
J	24	Male	161	56

**Fig.3.1 Road surface used in the experiment**

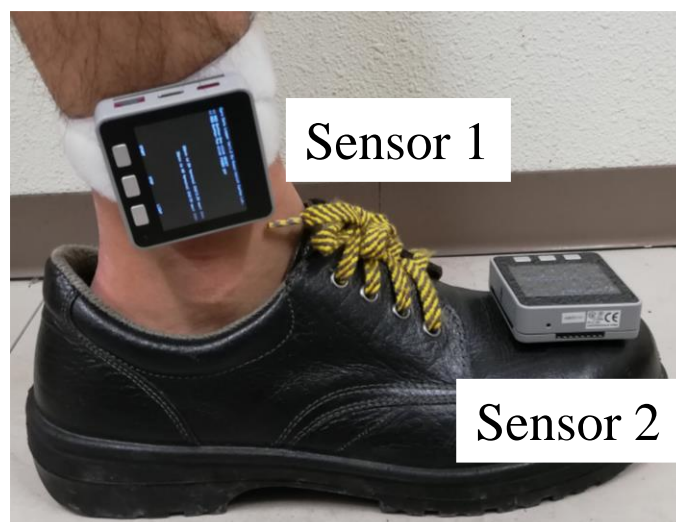


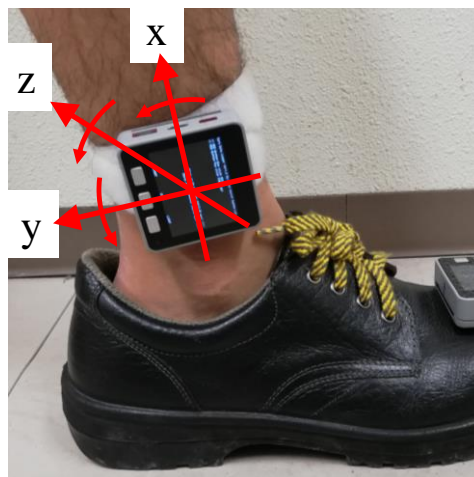
Fig.3.2 A state of wearing a measuring device

3.2 実験装置概要

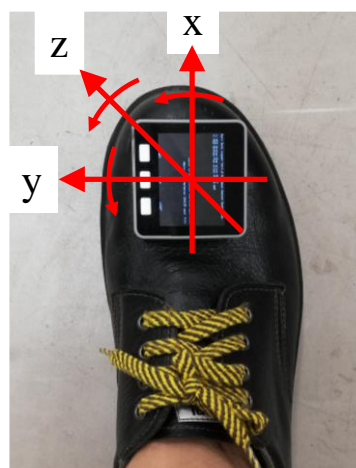
計測装置は M5Stack Gray (M5Stack 社製) を使用した。計測装置の外観を Fig.3.3 に示す。計測装置には加速度センサ, ジャイロセンサから構成される 6 軸センサ MPU6886 が搭載されており, 計測されたデータは microSD カードに csv 形式で記録される。計測装置の寸法は幅 54mm×奥行 54mm×高さ 17mm であり, 重量は 120g である。本実験での加速度測定範囲は±8G, 角速度測定範囲は±2000dps, サンプル周波数は 100Hz とした。計測装置の加速度及び角速度の各軸を Fig.3.4 中の赤線で示す。



Fig.3.3 Appearance of measuring device



(a) Sensor 1



(b) Sensor 2

Fig.3.4 Measuring device axis

3.3 評価方法

砕石路面上では平地とは異なり、歩行時に不安定な足場となっている。その不安定さによって生じる歩行時の足部運動を特定するため、平地と比較した、砕石路面上での歩行動作による足部運動を揺れの動きと側方向への傾斜角度によって評価する。歩行周期のうち、歩行動作中の右足踵接地から爪先が離床するまでの区間である接床期を評価の対象区間とする。各評価値に有意差があるかを確認するために、t検定を行った。

3.3.1 歩行周期検出方法

右足関節外踝上に取り付けたセンサ1のx軸方向加速度データより、ビデオカメラデータと同期し、接地時の衝撃、離床時の衝撃を特定した^[8]。センサ1のx軸方向加速度データと、本実験での接地時、離床時の衝撃波をFig3.5に示す。この時間を接地、離床の基準点として1歩行周期、接床期を導出した。得られた10歩行周期に、計測した順番に1~10の番号をあてた。

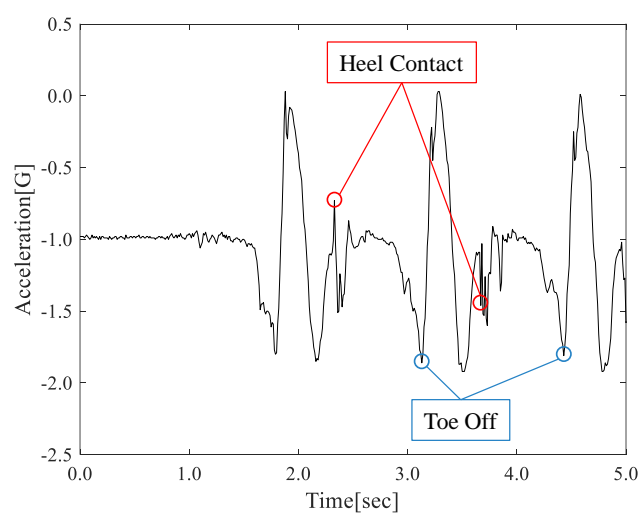


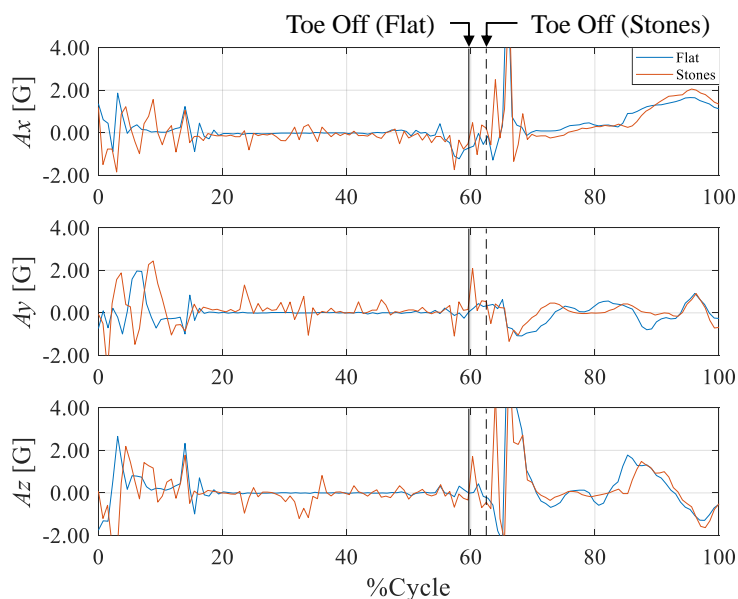
Fig.3.5 X-axis acceleration of sensor 1

3.3.2 足部の揺れの動きの評価方法

足部の揺れの動きについて、右中足趾関節に取り付けたセンサ2の加速度データを用いて評価する。試行開始から t 秒後の各軸の計測した加速度 $a(t)[G]$ から動作開始前の静止状態の加速度 $a_0[G]$ を引き、平地路面の静止状態を基準とした加速度 $A(t)[G]$ を算出する。例として、実験協力者 A の 1 歩行周期で正規化した各軸の $A(t)$ を Fig.3.6 に示す。各図で縦軸は加速度[G]、横軸は 1 歩行周期を 100%としたときの経過時間の割合、青色の線が平地路面、オレンジ色の線が砕石路面歩行時の値、黒色の縦の実線は平地路面歩行時の離床する時間 (toe off)、黒色の縦の点線は砕石路面歩行時の離床する時間を示している。各軸それぞれ、平地路面歩行時と比べて、砕石路歩行時の接地から離床までの足部接床期での $A(t)$ の振幅が大きくなっており、どの実験協力者にも同じ傾向が見られた。そこで、この加速度の大きさを各足部接床期で積分することにより歩行動作中の接床期での足部の揺れの動きとして定量的に評価する。評価値として、 $A(t)$ の絶対値を積分し、積分区間は接床期とした。試行開始から歩行周期始まりの右足接地時間を $t_s[s]$ 、その後の右足離床時間 $t_f[s]$ とする。実験協力者・試行回数ごとに足部接地時間 $T_s[s]$ が異なるため、積分値を T_s で除した値である、単位時間当たりの加速度積分値 $I_a[G]$ を算出する。 I_a の計算式を下記に示す。

$$I_a = \left(\int_{t_f}^{t_s} |A(t)| \right) / T_s \quad (3.1)$$

求めた I_a を足部の揺れの動きの評価値とし、各路面 10 歩行周期分の I_a を算出し、3 軸の中での揺れの大きい方向や度合いを評価する。

Fig.3.6 Acceleration of sensor 2 $A(t)$

3.3.3 足部の側方向への傾斜角度算出方法

歩行動作中の足部の側方向への傾斜角度を右中足趾関節に取り付けたセンサ 2 の加速度、角速度を用いて算出する。立位静止状態でのセンサの傾斜角度 θ_s を、重力加速度が計測された各軸加速度の値より逆正接関数を用いて各試行で算出し、この値を基準にする。試行開始から t 秒後の $\theta_s(t)$ の計算式を下記に示す。

$$\theta_s(t) = \tan^{-1} \frac{a_{y_0}(t)}{a_{z_0}(t)} \quad (3.2)$$

ここで、 $a_{y_0}(t)$ は試行開始から t 秒後の立位静止状態の y 軸方向の加速度、 $a_{z_0}(t)$ は試行開始から t 秒後の立位静止状態の z 軸方向の加速度である。試行開始から 1 秒間の $\theta_s(t)$ の平均値を立位静止状態でのセンサの傾斜角度 θ_s とする。

静止状態から足部が側方向へどれだけ傾斜しているのかを評価するために、 x 軸回りの角速度 $\omega_x(t)$ の累積積分によって、試行開始から t 秒後の側方向への傾斜角度 $\theta_x(t)$ を算出する。角速度のノイズによる誤差を小さくするために、加速度から逆正接関数を用い

て算出したセンサの傾斜角の値 $\theta_a(t)$ と重みづけして計算した⁹⁾。歩行動作中の試行開始から t 秒後の立位静止状態時に対する足部の側方向への傾斜角度 $\theta_x(t)$ の計算式を下記に示す。

$$\theta_x(t) = K(\theta_x(t-1) + \omega_x(t)d_t) + (1-K)\theta_a(t) - \theta_s(t) \quad (3.3)$$

ここで、 d_t はセンサのサンプリング周期を表し、10msである。重み係数 K は0.975とした。

3.4 実験結果

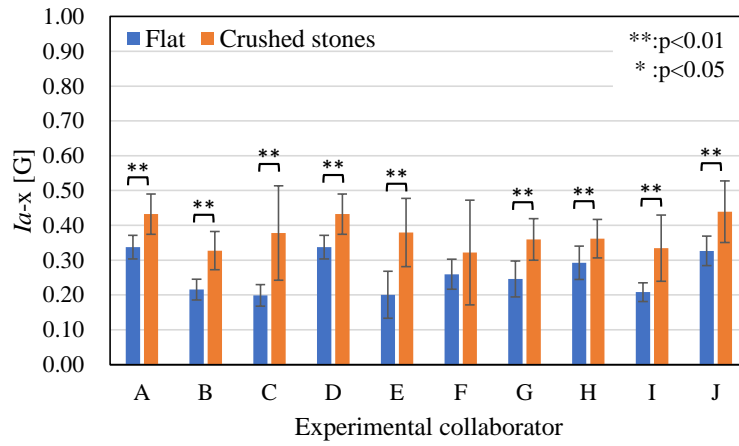
3.4.1 足部の揺れの動きの評価結果

実験協力者 10 名の 10 歩分の加速度積分値 I_a の平均値とその標準偏差をセンサの軸ごとに Fig.3.7 に示す. それぞれの図で縦軸は I_a , 単位は重力加速度[G], 横軸は実験協力者を示しており, 図中の青色のバーが平地路面, オレンジ色のバーが砕石路面歩行時の値である. Fig.3.8(a)は前後方向である x 軸方向の I_a , Fig.3.8(b)は左右方向である y 軸方向の I_a , Fig.3.8(c)は上下方向である z 軸方向の I_a の値を示している.

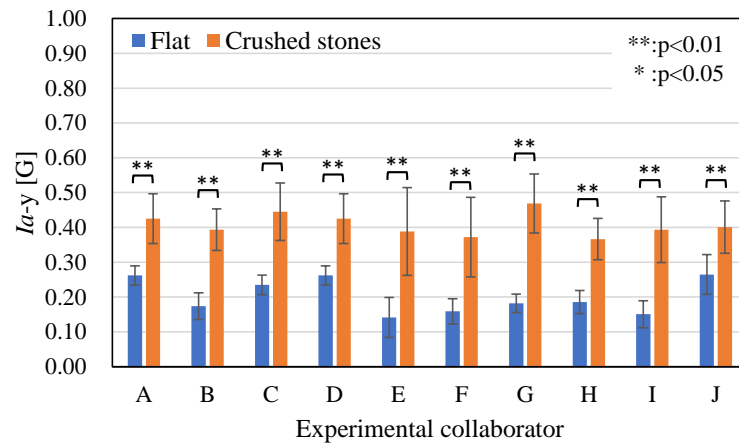
また, 平地路面と砕石路面での I_a の間で対応のある両側 t 検定を行った. Fig.3.8 の各値間で*は 5%水準の有意差があること, **は 1%水準の有意差があることを示している. 実験協力者 10 名中, x 軸方向では 9 名に 1%水準の有意差がみられ, y 軸方向では全 10 名に 1%水準の有意差がみられ, z 軸方向では 8 名に 1%水準の有意差がみられた.

全実験協力者の各方向での平地路面での I_a を 100%としたときの砕石路面での I_a の変化率を Fig.3.9 に示す. 変化率の全実験協力者の平均値は x 軸方向では+47.6%, y 軸方向では+111.7%, z 軸方向では+37.0%の増加であった.

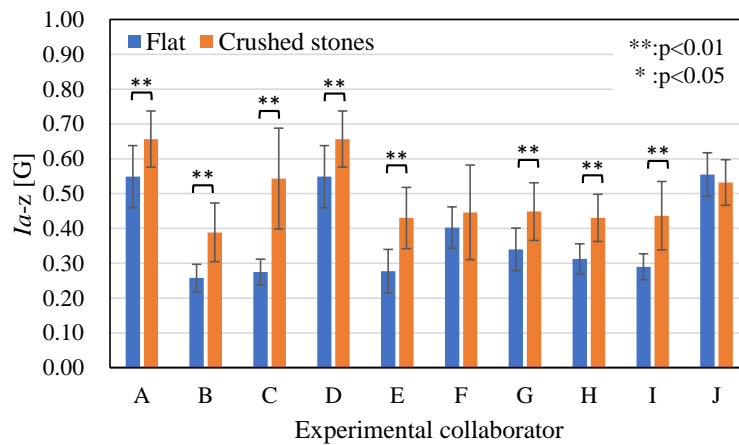
以上の結果から, 砕石路面上歩行での足部の揺れは, 平地路面と比較して 3 軸方向について大きい傾向があり, 特に左右方向である y 軸では揺れの動きが 2 倍以上大きい傾向が見られた.



(a) Longitudinal direction (x axis)

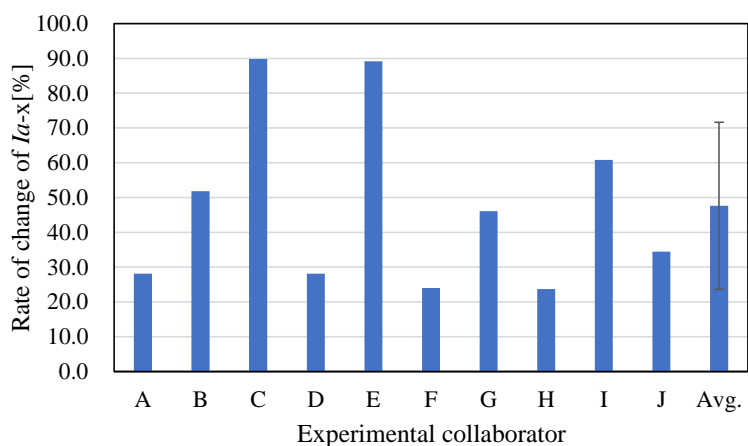


(b) Lateral direction (y axis)

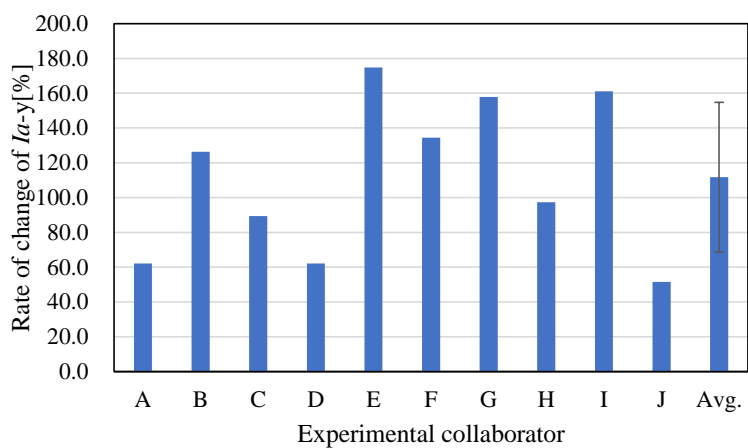


(c) Vertical direction (z axis)

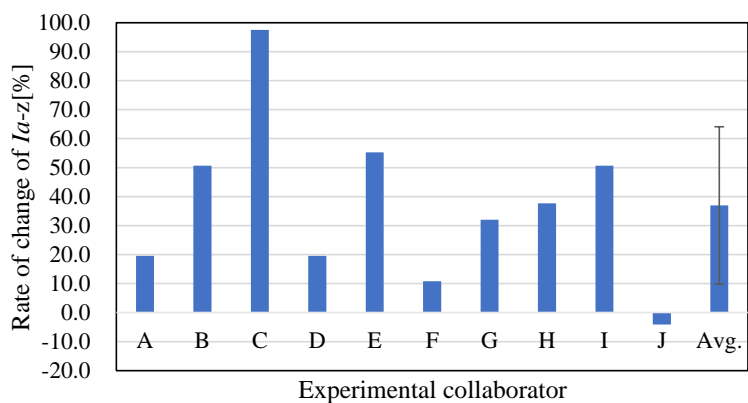
Fig.3.8 Acceleration integral value per unit time I_a



(a) Longitudinal direction (x axis)



(b) Lateral direction (y axis)



(c) Vertical direction (z axis)

Fig.3.9 Rate of change of I_a

3.4.2 足部の側方向への傾斜角度評価結果

実験協力者 A の 1 歩行周期で正規化した平地路面での θ_x の例を Fig.3.7 に示す。縦軸は θ_x [deg]，横軸は 1 歩行周期を 100%としたときの経過時間の割合，黒色の縦の点線は平地路面歩行時の離床する (toe off) 時間，黒色の縦の点線は砕石路面歩行時の離床する時間を示している。正の値は足部が立位静止時より体の内側に傾く外反運動，負の値は体の外側に傾く内反運動していることを表している。平地路面の歩行動作において，足部が内反方向に傾いた状態で踵が接地し，その直後から歩行周期の約 10%である足底接地 (対脚離床) するまで外反方向に傾斜する。その後傾斜角度は安定に近づき，離床まで 0 度付近でほとんど一定になる傾向が見られた。

一方で，砕石路面では踵接地直後から歩行周期の 10%経過するまでと，歩行周期の 10%経過後から離床までの傾斜角度が平地路面歩行時とは異なる動きが見られた。砕石路面上歩行の θ_x の 4 つの例を Fig.3.8 に示す。Fig.3.8(a)は歩行周期番号 1 の波形であり，平地路面と傾向は同じく，踵接地から歩行周期の 10%経過後まで外反方向に傾斜し，その後は数度外反する様子が見られた。Fig.3.8(b)は歩行周期番号 3 の波形であり，踵接地直後からバランスを崩して内外に小刻みに傾斜し，足底接地後からは徐々に内反方向に傾く様子が見られた。Fig.3.8(c)は歩行周期番号 4 の波形であり，踵接地から歩行周期の 10%経過後まで外反方向に傾斜し，10%で足部安定のために内反方向に傾いた後，離床まで外反方向に傾き続けた様子が見られた。Fig.3.8(d)は歩行周期番号 6 の波形であり，踵接地直後からバランスを崩して内反方向に傾斜し，その後離床まで外反方向に傾く様子が見られた。

平地路面と砕石路面での歩行動作の接床期を踵接地後から歩行周期の 10%経過後，そこから離床までの 2 つの区間に分け，それぞれ近似直線を導出した。それぞれの区間で平地路面と砕石路面でどのような傾向があるのかを検証した。実験協力者 A の踵接地後から歩行周期の 10%経過後の 10 歩行周期分の近似直線を Fig.3.9 に示す。Fig.3.9(a)は

平地路面歩行時, Fig3.9(b)は砕石路面歩行時の近似直線である. 平地路面歩行時は切片の違いはあれど, 傾きは似ており, 毎回同じ歩容をしている様子がうかがえる. 砕石路面歩行時には平地路面歩行時とほとんど同じ傾きの時であれば傾きが負の値になって, 足部が内反方向に傾いている動きをとる場合があった. この区間において, 全実験協力者 10 名の 10 歩行周期分の近似曲線の傾きの平均値及び標準偏差, F 検定の結果を Table3.2 に示す. F 検定の結果は両側検定を行い, 各条件の分散の比に 5%水準の有意差が確認できたものを*, 1%水準の有意差が確認できたものを**と記す. 傾きの分散には 3 名で有意差がみられ, 砕石路面では接地直後の足部の傾斜角度が平地路面よりもばらつきが生じやすいことを示している. また, 有意差はなかったものの, 全被験者で標準偏差が平地路面よりも砕石路面歩行時のほうが大きくなっており, 接地直後の足部の傾斜角度にばらつきが大きい傾向があることが明らかとなった.

実験協力者 A の歩行周期の 10%経過後から離床までの 10 歩行周期分の近似直線を Fig3.10 に示す. Fig3.10(a)は平地路面歩行時, Fig3.10(b)は砕石路面歩行時の近似直線である. 平地路面歩行時の傾きは -0.5deg/s から 7.4deg/s の間にあり, 区間内では -3.7deg から 2.0deg の間にあり安定している. 砕石路面歩行時は, 平地路面よりも傾きが大きい場合が多く, 内反方向と外反方向へ傾いていく場合が両方存在した. この区間において, 全実験協力者 10 名の 10 歩行周期分の近似曲線の傾きの平均値及び標準偏差, F 検定の結果を Table3.3 に示す. F 検定の結果は両側検定を行い, 各条件の分散の比に 5%水準の有意差が確認できたものを*, 1%水準の有意差が確認できたものを**と記す. 傾きの分散には 9 名で有意差がみられ, 砕石路面歩行時の足底接地している間の足部の傾斜角度が平地路面歩行時よりもばらつきが大きいことを示している. 砕石路面の不安定さから毎歩異なる動きを生じてしまうことが明らかとなった.

10%経過後から離床までの足部の傾斜角度の違いについて検証するために, 区間の傾斜角度の平均値を算出した. その値の実験協力者 10 名分の 10 歩行周期分の平均値及び

標準偏差を Fig.3.11 に示す。図中の青色のバーが平地路面歩行時、オレンジ色のバーが砕石路面歩行時の値を示しており、平均値の差について t 検定を行い、図中の**は値の間に 1%水準の有意差があることを表している。実験協力者 2 名で有意差が確認され、実験協力者 C は砕石路面歩行時、平地路面歩行時と比較して内反方向に傾斜する傾向が見られ、実験協力者 G は砕石路面歩行時、平地路面歩行時と比較して外反方向に傾斜する傾向が見られた。有意差が見られなかった実験協力者は内反方向にも外反方向にも傾斜するため、標準偏差が大きかった。分散の比について F 検定を行ったところ、10 名すべての実験協力者に有意差が確認された。また、立位静止状態から足部傾斜角度の変化量として、 θ_x の絶対値を算出し、10%経過後から離床までの区間の平均値及び標準偏差を Fig.3.12 に示す。9 名に有意差が見られ、平地路面では全実験協力者の平均は 2.0 度傾いたのに対し、砕石路面での平均は 7.0 度傾いており、平地路面と比較して砕石路面歩行時には足部の傾斜角度の変化量が大きい結果となった。

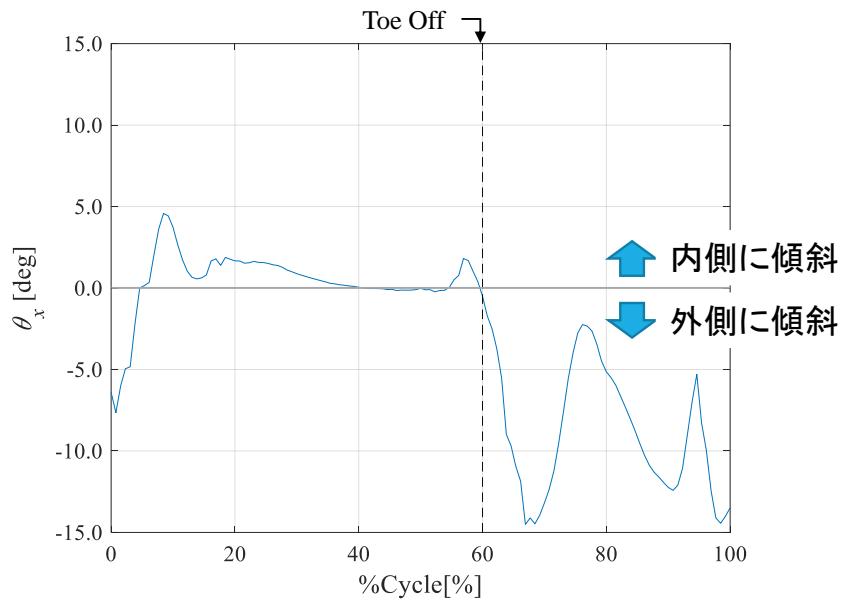
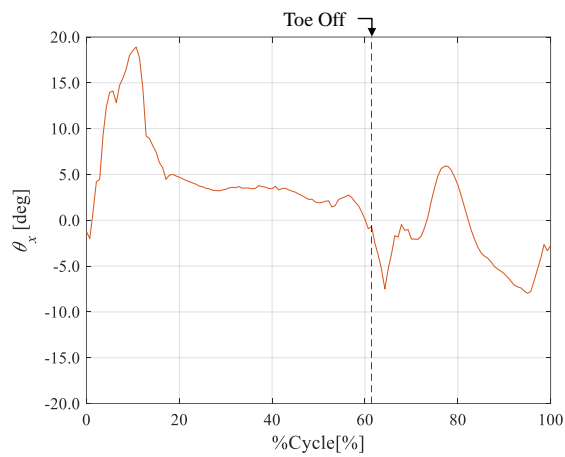
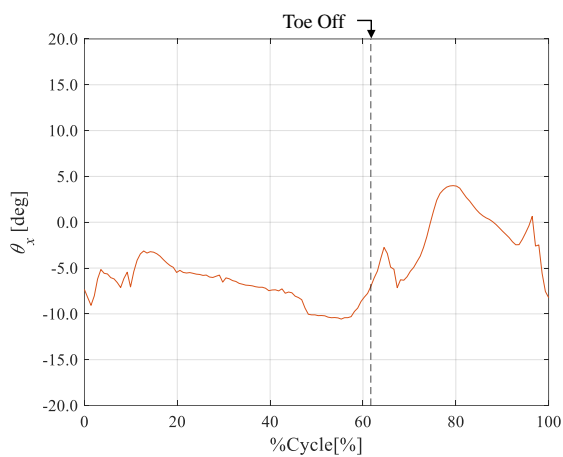


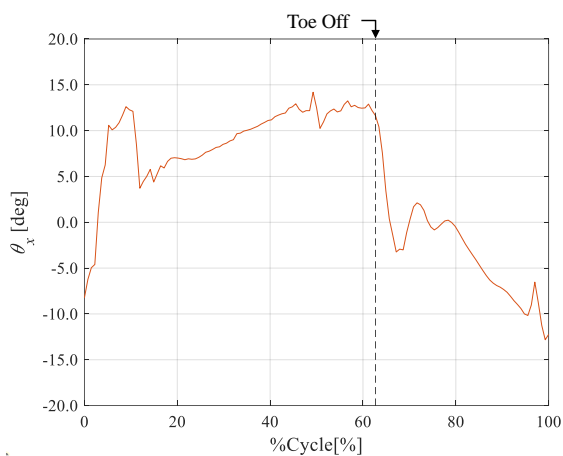
Fig.3.7 Inclination angle of the foot θ_x on the flat road surface



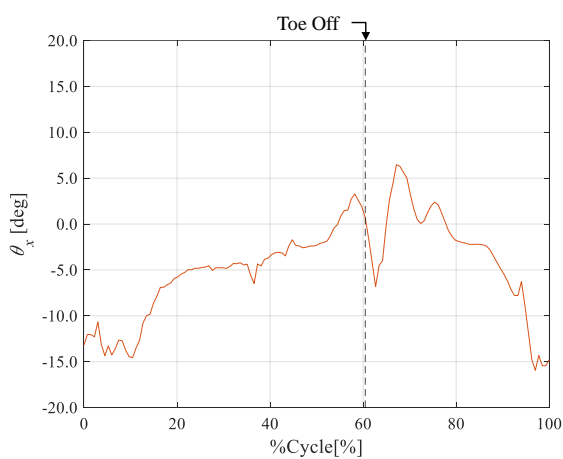
(a) Cycle No.1



(b) Cycle No.3

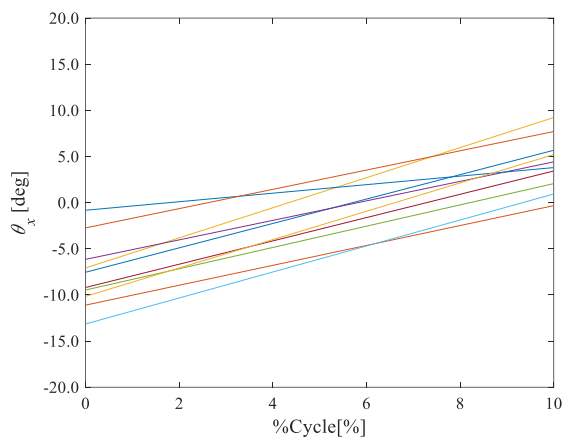


(c) Cycle No.4

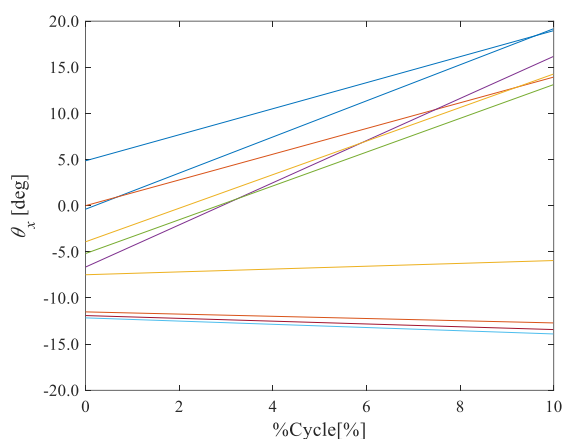


(d) Cycle No.6

Fig.3.8 Inclination angle of the foot θ_x on the crushed stones road surface



(a) Flat road surface

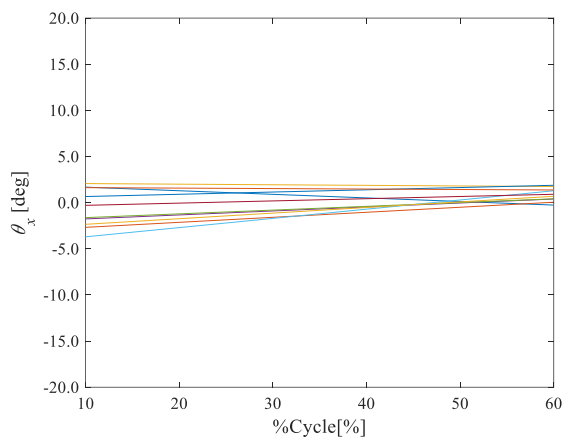


(b) Crushed stones road surface

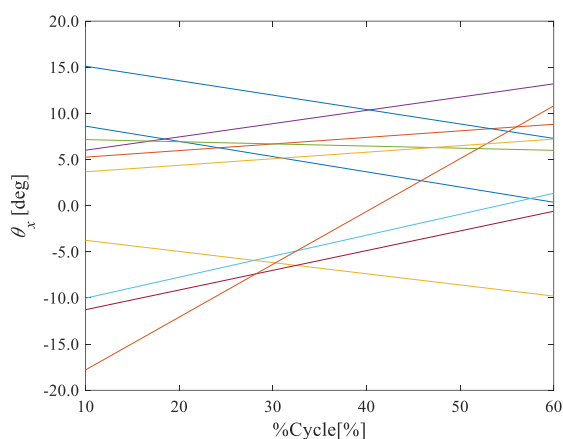
Fig.3.9 Approximate straight line from heel contact to 10[%Cycle] of experiment collaborator A

Table.3.2 Inclination of the Approximate straight line from heel contact to 10[%Cycle]

Experimental collaborator	Average value [deg/s]		Standard deviation [deg/s]		F-test result
	Flat	Crushed Stones	Flat	Crushed Stones	
A	91.9	79.9	23.9	72.5	**
B	57.3	43.0	41.0	74.9	
C	73.5	61.5	45.6	80.2	
D	85.6	89.7	22.4	44.5	
E	26.0	19.2	26.2	48.2	
F	52.7	40.6	32.4	67.3	*
G	194.9	203.2	32.2	60.0	
H	52.6	21.6	15.4	41.1	**
I	91.5	84.3	34.1	51.4	
J	97.2	63.2	42.0	23.7	



(a) Flat road surface



(b) Crushed stones road surface

Fig.3.10 Approximate straight line from 10[%Cycle] to toe off of experiment collaborator A

Table3.3 Inclination of the Approximate straight line from 10[%Cycle] to toe off

Experimental collaborator	Average value [deg/s]		Standard deviation [deg/s]		F-test result
	Flat	Crushed Stones	Flat	Crushed Stones	
A	2.21	6.21	2.80	15.86	**
B	4.15	7.18	2.93	8.52	**
C	4.21	2.64	4.02	19.03	**
D	2.40	4.14	2.43	6.55	**
E	-6.26	-2.86	3.44	7.70	*
F	4.39	-1.22	5.08	6.02	
G	-6.10	-1.50	3.58	11.95	**
H	-0.96	3.72	3.11	14.48	**
I	-0.28	1.55	2.65	7.61	**
J	-0.45	3.77	1.48	6.52	**

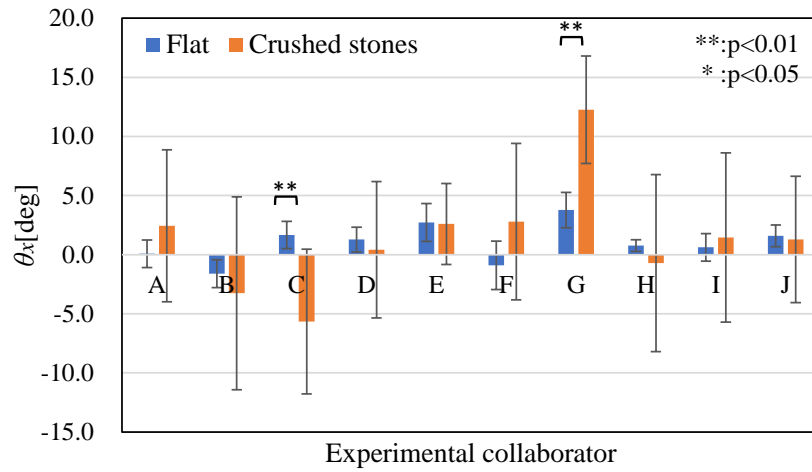


Fig.3.11 Average value of θ_x from 10[%Cycle] to toe off

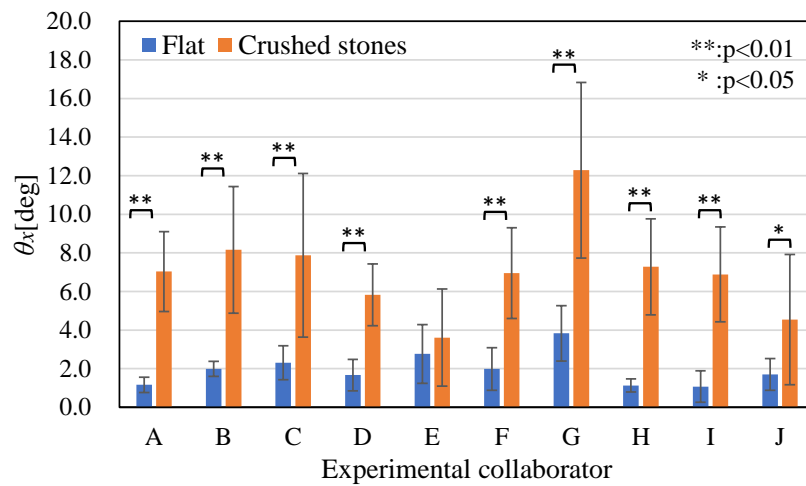


Fig.3.12 Average of absolute values of θ_x from 10[%Cycle] to toe off

3.5 砕石路面歩行時の足部の運動特性の評価結果のまとめ及び考察

砕石路面の歩行での足部の揺れの動きについて、平地路面と比較して3方向で大きい傾向があることが確認でき、特に全実験協力者で有意差がある左右方向の増加割合が大きいことが明らかとなった。また、歩行での足部接地中の側方向への足部傾斜角度は足部が体の外反方向にも内反方向にもひねる場合があり、毎歩の分散が平地路面と比較して大きい結果となった。傾斜角度の絶対値を取り、立位静止状態でのセンサの傾きに対する角度変化量について、足部接地中の平均角度を算出した結果、全実験協力者の平均値は平地路面よりも砕石路面の歩行は5.0度大きく傾いた。

足部接地中の傾斜角度の分散が平地と比較して砕石路面では有意に大きい結果からも砕石路面は不安定な路面であることが考えられる。砂や石が敷かれた砂礫路面では石の粒径の大きさによって歩行への影響が異なることが報告されている^[4]。この報告によると、粒径が5mm未満であれば路面への沈下、それ以上であれば路面の凹凸が歩行に影響を及ぼすとされている。今回の実験での使用した砕石の粒径は20mm以上であるので、砕石路面の歩行は路面の凹凸の影響を受けていることが考えられる。路面の凹凸による不安定さから足部の揺れを増大させ、身体の安定性を保つために足部を傾斜させることが考えられる。

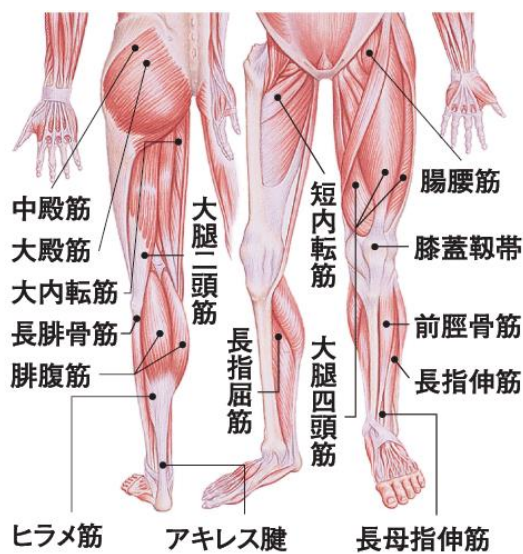
第4章

歩行動作中の足部の傾きによる 下腿筋活動評価

第3章では碎石路面歩行での足部接地中に平地よりも足部の側方向への傾きが大きいことを示した。本章では歩行中の足部の傾きによって変化する下腿筋活動を計測し、平地と比較して傾斜したときに筋活動が活発になる筋肉部位や筋活動量がどの程度大きくなるのかの検証を行う。4.1節では歩行動作で足関節と足部の動きに関連して働く筋肉部位について述べる。4.2節では歩行動作中、足部を傾斜させたときの下腿筋活動の計測方法について述べる。4.3節では実験に用いた装置の概要について述べる。4.4節では下腿筋活動を評価した結果について述べる。4.5節で評価結果のまとめ及び考察を述べる。

4.1 歩行動作における足関節と足部の動きに関連する筋肉

足関節は足部を伸ばす動きである底屈、足部を曲げる動きである背屈を行うことが可能な関節である。また、距骨下関節や横足根関節などの足部に含まれる関節の複合的な動きによって、足部の外内反、外内転が可能になる^{[12][13]}。そのような複雑な動きは筋肉の伸縮によって実現している。正常歩行に重要な筋肉には前脛骨筋、指伸筋、長母指伸筋、腓腹筋、ヒラメ筋、後脛骨筋、長・短腓骨筋があげられる^[13]。正常歩行動作におけるこれらの筋肉の箇所を Fig.4.1 に、各筋肉の機能を Table.4.1 に示す。



<https://imidas.jp/genre/detail/F-135-0045.html> より引用

Fig.4.1 Lower limb muscles

Table.4.1 Function of lower limb muscles

Muscle	Function
Tibialis anterior muscle	dorsiflexion, inversion
Extensor hallucis longus muscle	dorsiflexion, thumb extension
Gastrocnemius muscle	plantar flexion, knee-joint bending
Soleus muscle	plantar flexion
Tibialis posterior muscle	plantar flexion, eversion
Peroneus longus(brevis) muscle	plantar flexion, eversion

4.2 実験内容及び実験条件

足部が傾いた時の下腿筋活動の変化を計測するために表面筋電図計測実験を実施した。実験協力者は第3章の実験に協力してもらった10名で、事前に実験内容を説明し、実験協力の承諾を得た。実験は室内で行い、足部を傾斜させることのできる歩行路を作成し、その上を歩行したときの下肢筋活動について計測した。作成した歩行路面の概要図を Fig.4.2 に、作成した傾斜角度がつけられる台を Fig.4.3 に示す。赤線の楕円は歩行するときの足を表しており、実験協力者には歩行路に設置したマーカに沿って歩行してもらった。傾斜は平地を想定した0度、第3章の実験から、碎石路面での傾斜角度の最大値を算出し、実験協力者の平均値に近い角度の、16.8度、-16.8度の3つの条件とした。実験中の履き物は実際の変電所作業でも着用されている静電安全靴を使用した。歩行テンポは統一し、電子メトロノームを用いて作業中の歩行動作と同程度の早さの90bpmとし、音に合わせて歩行した。

歩行路での歩幅は統一する。碎石路面での歩幅を再現するために、碎石路面で歩行し、歩幅を計測した。実験協力者の中からランダムで5名を選び、静電安全靴着用、歩行テンポを90bpmとしたうえで、第3章の実験で作成した碎石路面上を6歩分歩行した距離をメジャーで計測し、その平均値を碎石路面での歩幅とした。計測は5回行い、各実験協力者の碎石路面上での歩幅及び実験協力者の平均値を Table.4.2 に示す。この結果より、歩行路上に1歩600mmの間隔でマーカを設置し、それに沿って歩行してもらった。

歩行周期を検出するために、第3章で使用した6軸モーションセンサ搭載の計測装置を右足関節外踝に固定し歩行動作を行ってもらった。表面筋電図の被験筋は、表層にあり、計測可能である足部を動かす機能を持つ3つの下腿筋肉を選定した。歩行動作中の足関節を動かす重要な筋肉として、足関節を底屈させる機能がある腓腹筋内側頭、足部の傾斜に関与すると思われる、足関節を底屈、足部を外反させる機能がある長腓骨筋、足関節を背屈、足部を内反させる機能がある前脛骨筋とした。表面筋電図の電極を貼り

付けた様子を Fig.4.4 に示す。電極はすべて右脚に貼付した。腓腹筋に貼り付けた電極を電極 A, 長腓骨筋に貼り付けた電極を電極 B, 前脛骨筋に貼り付けた電極を電極 C とした。筋電図計測のサンプリング周波数は 2000Hz とした。

実験協力者の被験筋の箇所の手毛除去, アルコール除菌, 角質除去を施した後, 電極専用テープを用いて電極を貼付した。計測中に電極が動くことを防止するために, さらにサージカルテープを貼り, 電極と脚を固定した。グラウンドリードは左手首に装着した。計測に先立ち, 被験筋ごとに徒手筋力検査法の段階 5 の動作^[4]を 60bpm の電子メトロノーム音に合わせて 10 回以上連続して行わせ, これを休息を挟みながら 3 回行った。検査後, 30 分以上の休息をとり, 歩行テンポ, 歩幅に慣れるまで各条件の歩行路で 5 回以上の練習を行った。その後, 適宜休息を挟みながら, 各条件 10 回歩行してもらった。

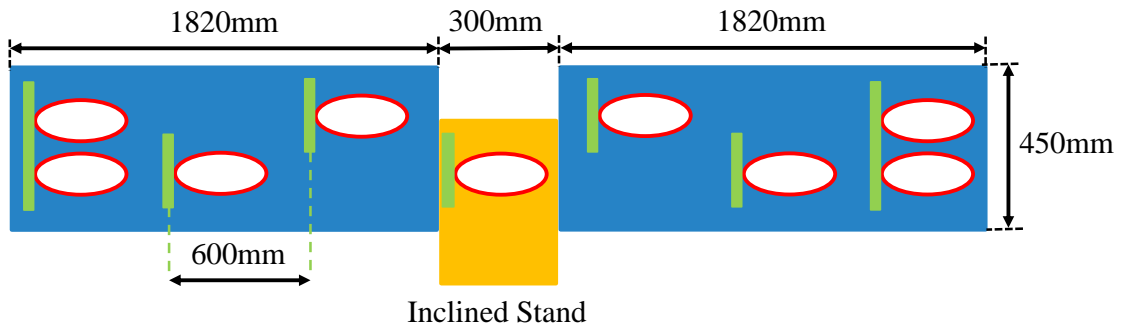


Fig.4.2 Walking road surface



Fig.4.3 Inclined Stand

Table.4.2 Stride on crushed stone road surface

Experimental collaborator	1	2	3	4	5	Avg.
Average stride length [mm]	610	594	603	602	584	599

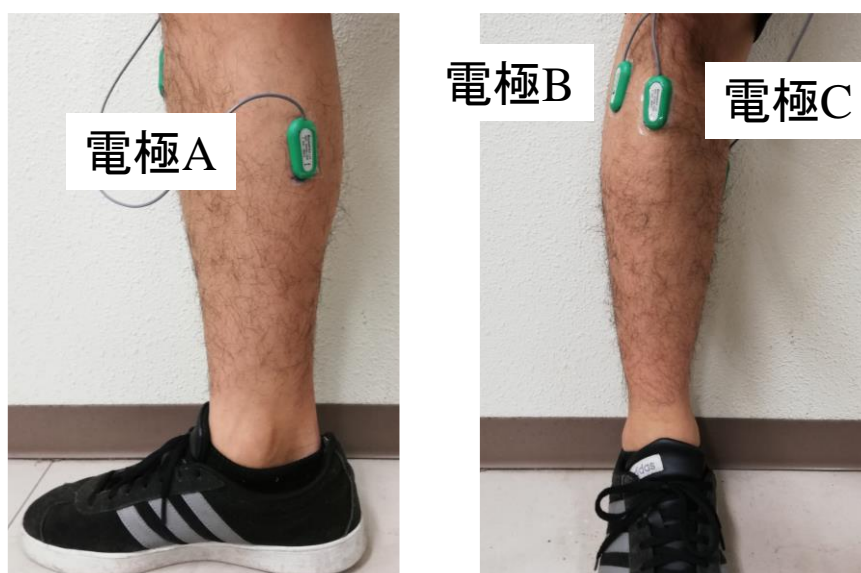


Fig.4.4 Test muscles

4.3 実験装置概要

下腿筋活動計測実験で用いた装置の構成を Fig.4.5 に示す。筋電図計測には Biometrics Ltd.社製の表面 EMG プレアンプ SX230-1000 と 8ch アナログアンプ K800 を使用した。使用した SX230-1000 を Fig.4.6 に、その各寸法を Fig.4.7 に、仕様を Table4.3 に示す^{[15][16]}。電極素材はステンレス、電極間距離は 20.00mm である。SX230-1000 には傾き 18dB/octave で遮断するハイパスフィルタ、遮断周波数 450Hz のローパスフィルタが組み込まれており、周波数帯域 20 Hz – 460Hz を実現している。また、A/D 変換とデータロガーの役割として Aproc-1 を使用した。Aproc-1 はノートパソコンに接続され、取得した筋電波形をコンピュータで記録した。

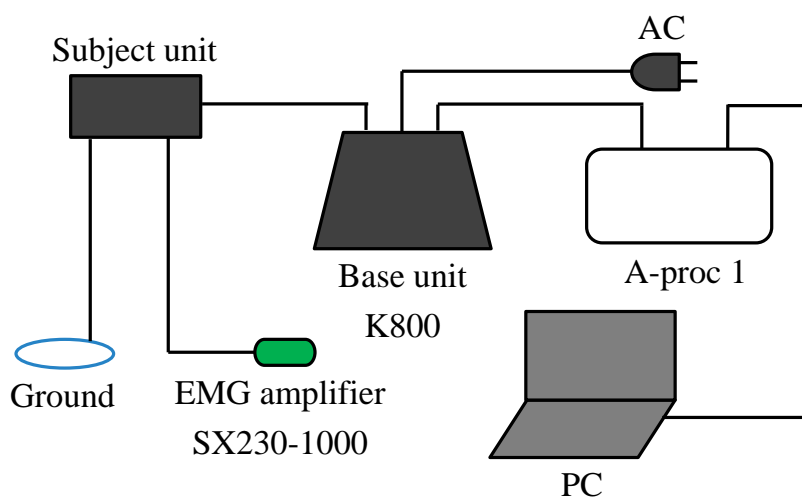
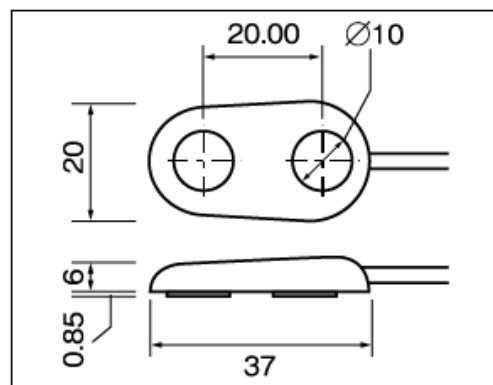


Fig.4.5 EMG measurement device configuration

**Fig.4.6 Surface EMG amplifier SX230-1000**

<https://www.dkh.co.jp/product/emg/> より引用

Fig.4.7 Size of the SX230-1000**Table.4.3 Specification of the SX230-1000**

Name	SX230-1000
Gain	1000
Noise	$<5\mu\text{V}$
Bandwidth	20 Hz - 460 Hz
Input impedance	$>10^{15} \Omega$
Electrode material	stainless

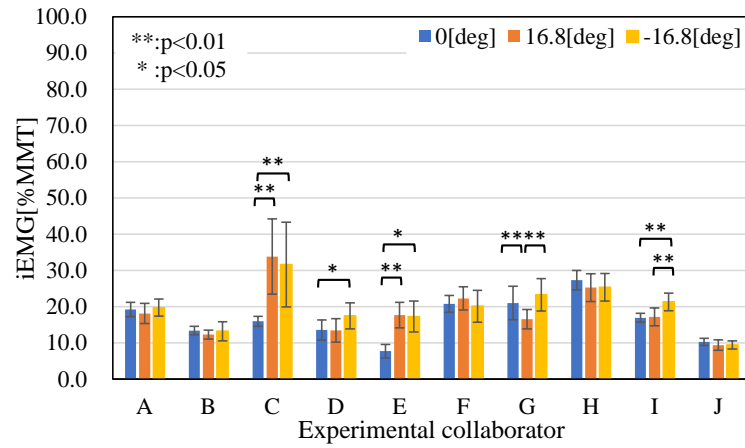
4.4 実験結果

取得した筋電図データによる波形を全波整流化した後、時定数 0.053s、バターワースセカンドオーダーパスフィルタによって平滑化した。歩行時の筋電図データは、徒手筋力検査法による筋発揮の 10 試行分のピーク値の平均値を各筋の基準値とし、振幅を正規化した。各条件での歩行動作で得られた筋電図は傾斜台に右足が接地してから、次に右足が接地するまでに要した 1 歩行周期時間で時間を正規化した。10 歩分の傾斜台上の接床期を積分区間とする単位時間当たりの筋電図積分値 iEMG を算出し、その平均値を各条件で比較した。そして、各条件の平均値の差について、対応のある両側 t 検定を行った。また、10 歩行周期分の筋電図データから各筋、各条件の平均波形を求めた。そして、各実験協力者の平均波形から全実験協力者 10 名分の平均筋電図波形を求めた。

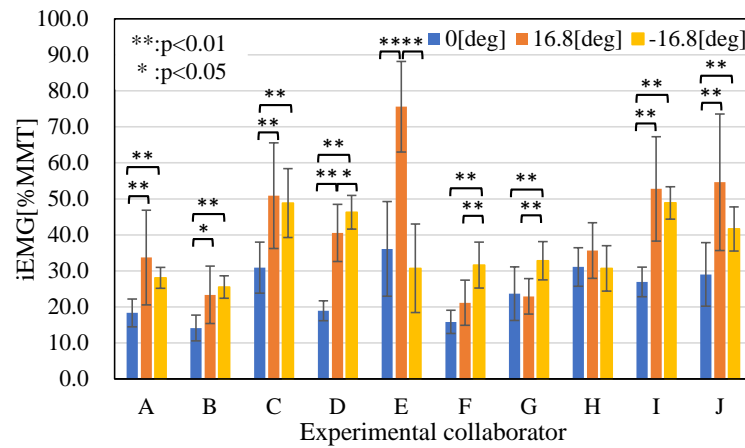
4.4.1 iEMG 算出結果

実験協力者 10 名の各筋の iEMG の平均値とその標準偏差を条件ごとに Fig.4.8 に示す。それぞれの図で縦軸は、単位は徒手筋力検査法による筋発揮時に対する割合である %MMT、横軸は実験協力者を示しており、図中の青色のバーが傾斜台が 0 度の時、オレンジ色のバーが傾斜台が 16.8 度の時、黄色のバーが傾斜台が -16.8 度の時の値である。Fig.4.8(a)は腓腹筋、Fig.4.8(b)は長腓骨筋、Fig.4.8(c)は前脛骨筋の値である。各値間で、*は 5%水準の有意差があること、**は 1%水準の有意差があることを示している。傾斜台の角度が 0 度の時の iEMG に対して 16.8 度の時の iEMG が有意に大きいのは実験協力者 10 名中、腓腹筋では 2 名、長腓骨筋では 7 名であった。また、傾斜台の角度が 0 度の時の iEMG を 100%としたときの 16.8 度の時の iEMG の変化率の平均値は腓腹筋で +19.7%、長腓骨筋で +66.6%、前脛骨筋で +9.1%であった。傾斜台の角度が 0 度の時の iEMG に対して -16.8 度の時の iEMG が有意に大きいのは実験協力者 10 名中、腓腹筋では 4 名、長腓骨筋では 8 名、前脛骨筋では 1 名であった。また、傾斜台の角度が 0 度の

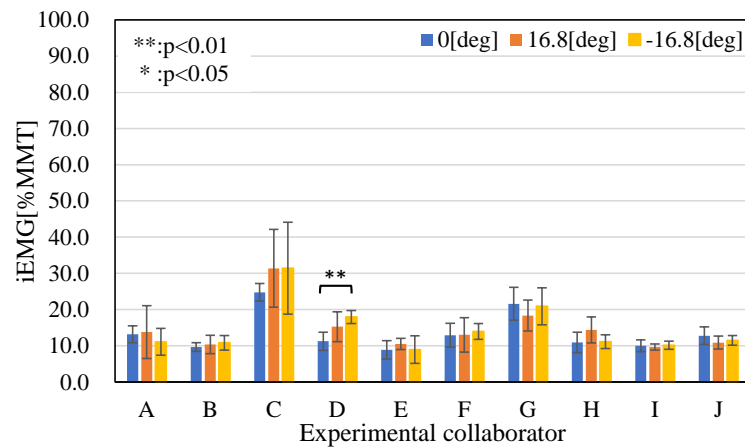
時の iEMG を 100%としたときの-16.8 度の時の iEMG の変化率の平均値は腓腹筋で +27.0%，長腓骨筋で+58.3%，前脛骨筋で+8.1%であった.



(a) Gastrocnemius muscle



(b) Peroneus longus muscle

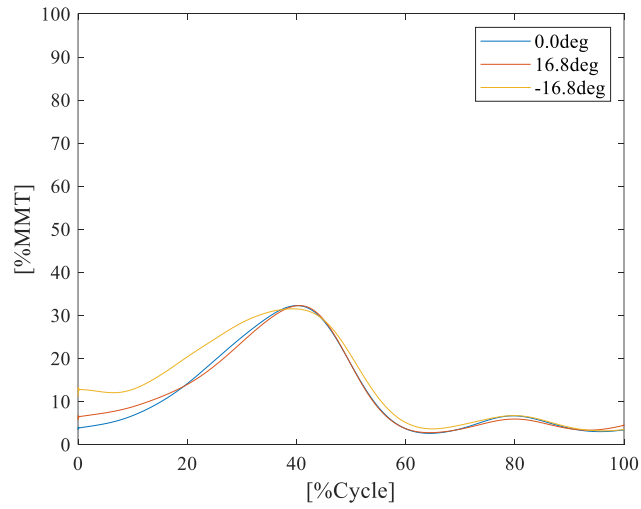


(c) Tibialis anterior muscle

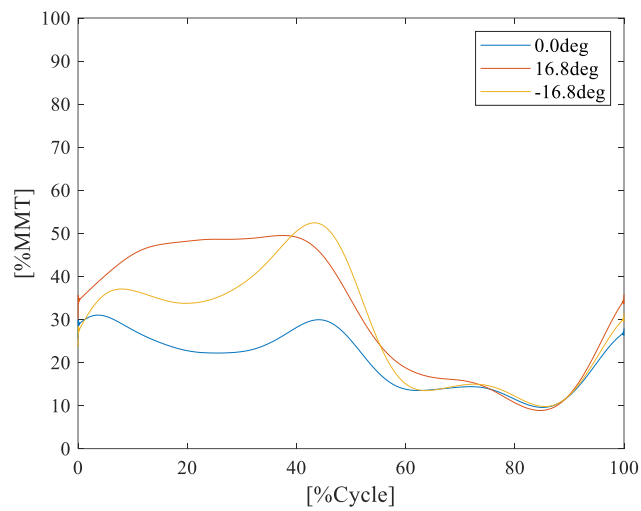
Fig.4.8 iEMG

4.4.2 筋電図平均波形

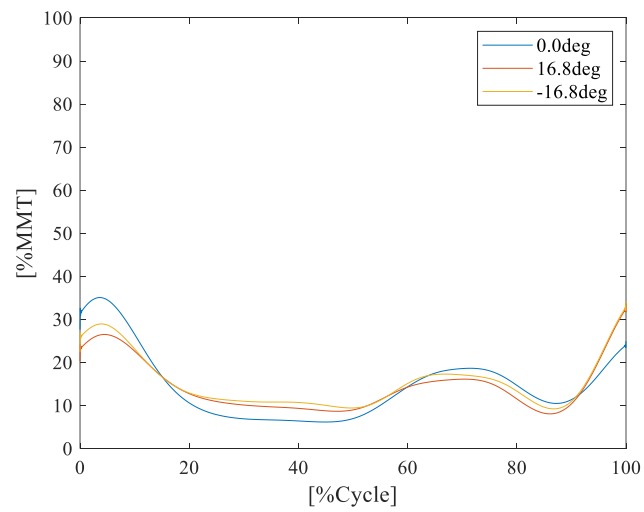
実験協力者 10 名分の各筋の表面筋電図の平均波形を条件ごとに Fig.4.9 に示す。それぞれの図で縦軸は、単位は徒手筋力検査法による筋発揮時に対する割合である %MMT, 横軸は踵接地からの 1 歩行周期を 100%としたときの時間経過の割合である。図中の青色の実線が傾斜台が 0 度の時, オレンジ色の実線が傾斜台が 16.8 度の時, 黄色の実線が傾斜台が-16.8 度の時の波形である。Fig.4.9(a)は腓腹筋, Fig.4.89(b)は長腓骨筋, Fig.4.9(c)は前脛骨筋の平均波形を示している。腓腹筋の筋活動量は接地直後からピークである歩行周期の 40%付近まで, 傾斜台の角度が-16.8 度, 16.8 度, 0 度の順に大きくなっており, その後は顕著な差はみられなかった。長腓骨筋の筋活動量は接地直後から歩行周期の 40%付近まで, 傾斜台の角度が 16.8 度, -16.8 度, 0 度の順に大きくなっており, その後離床する歩行周期の 60%まで, -16.8 度, 16.8 度, 0 度の順に大きくなっている。前脛骨筋の筋活動量は接地直後から足底接地直後である歩行周期の 15%付近まで, 傾斜台の角度が 0 度, -16.8 度, 16.8 度の順に大きくなっており, その後離床する歩行周期の 60%まで, -16.8 度, 16.8 度, 0 度の順に大きくなっている。



(a) Gastrocnemius muscle



(b) Peroneus longus muscle



(c) Tibialis anterior muscle

Fig.4.9 EMG average waveform

4.5 歩行動作中の足部の傾きによる下腿筋活動計測実験結果のまとめ及び考察

歩行中の足部を傾かせたときの下腿筋活動を計測し、iEMGを算出し下腿筋活動量を評価した。平地と比べ、足部外反方向、内反方向ともに長腓骨筋の筋活動量に大きい傾向があった。歩行中に外反方向に16.8度傾かせたとき、平地と比較して長腓骨筋の筋活動は接床期中増大する傾向が見られ、足底接地する歩行周期の10%から踵離地する40%までの筋電位が45~49[%MMT]と接床期の中でも大きな活動が見られた。この区間である歩行動作中の片脚支持期において積極的に活動したと考えられる。歩行中に内反方向に16.8度傾かせたときの長腓骨筋の筋活動は、平地と比較して接床期中増大する傾向があり、離床する前の歩行周期の45%付近でピークを迎え、その筋電位は52[%MMT]であった。

接床期のどの区間で下腿筋活動量が大きいかを検証するために5%ごとのiEMGを算出した傾斜台が0度の場合の各区間の10歩分のiEMGの平均値に対して、傾斜台が16.8度、-16.8度の場合のiEMGの平均値に5%水準があるかを検証した。Table.4.4に傾斜台が16.8度の場合と比較した結果、Table.4.5に傾斜台が-16.8度の場合と比較した結果を示す。色がついている箇所がその区間で0度の場合と比較して5%水準の有意差があることを示しており、iEMGが0度の場合より小さい区間は青色、0度の場合より大きい区間はオレンジ色である。横軸が歩行周期の0から60%の5%ごとの区間、縦軸は各実験協力者、各被験筋であり、GAは腓腹筋、PLは長腓骨筋、TAは前脛骨筋を表している。長腓骨筋の筋活動で、平地よりも傾斜がある場合の方が有意に大きい区間に着目すると、10~30[%Cycle]の区間で、16.8度傾かせた場合は6名、-16.8度傾かせた場合は7名が大きな活動をしていた。どちらの傾斜でも、足底接地から体幹が脚の上を通過する30[%Cycle]まで安定性を保つために長腓骨筋の筋活動が増えたのではないかと考

えられる。また、30～50[%Cycle]の区間で、16.8度傾かせた場合で8名、-16.8度傾かせた場合で9名が長腓骨筋を大きく活動させていた。この区間では前脛骨筋も16.8度傾かせた場合は8名、-16.8度傾かせた場合は7名が大きな活動をしていることがあった。踵挙上が始まり、身体を前進させるこの区間では、足底の接地面が小さくなり、不安定になりやすいことから、足部外反筋である長腓骨筋、足部内反筋である前脛骨筋を働かせることで足部の固定性を高め、身体の安定性を保った状態で前進させていると考えられる。反対に0～10[%Cycle]の区間で、平地の方が前脛骨筋を大きく活動させていたのが16.8度傾かせた場合で5名、-16.8度傾かせた場合で5名いた。この区間で前脛骨筋は、遠心性収縮によって踵接地から足関節底屈運動を減速させ、急な底屈が行われないうようにコントロールしている^{[13][17]}。不安定な路面では、足部を地面に対してよりフラットな状態で接地させる傾向があり^{[1][6]}、傾斜路面上でも同じく接地時に足部をフラットにさせることでこの区間の前脛骨筋の働きを少なくさせたと考えられる。

また、踵接地から離床まですべての区間で長腓骨筋を大きく働かせている実験協力者が16.8度傾かせた場合で3名いた。長腓骨筋は足関節底屈の補助する役割に加え、足部外反筋として前脛骨筋などの足部内反筋による足部の内反の相殺に役立つ^[13]。また、「歩行の際には第1指列をしっかり接地させ、足部の全般的な運動を助ける」役割も持ち、完全に接地した第1指列は「強固なことで働く足部の固い基盤となる」。本実験でも足部が傾いた際に、その役割がなされ、不安定な足場で足部内側を接地させる働きで活動量が大きくなることが考えられる。

この運動は碎石路面上でも起こりうる。碎石の凹凸によって身体の安定性を欠いても、長腓骨筋の働きで足部を完全接地させ、前脛骨筋などの足部内反筋と相互に活動させることで側方向への安定性を増すことが可能となる。碎石路面で毎歩この角度傾斜するとは限らないものの、傾斜する可能性はあり、長時間歩行を続ける作業では下腿筋群の負担はかなり大きいと考えられる。

Table.4.4 IEMG comparison every 5% (at 16.8 [deg])

		%Cycle														
		0-5%	5-10%	10-15%	15-20%	20-25%	25-30%	30-35%	35-40%	40-45%	45-50%	50-55%	55-60%			
															0[deg]> 16.8[deg] :	
															0[deg]< 16.8[deg] :	
Experimental coraborater	A	GA														
		PL														
		TA														
	B	GA														
		PL														
		TA														
	C	GA														
		PL														
		TA														
	D	GA														
		PL														
		TA														
	E	GA														
		PL														
		TA														
	F	GA														
		PL														
		TA														
	G	GA														
		PL														
		TA														
	H	GA														
		PL														
		TA														
I	GA															
	PL															
	TA															
J	GA															
	PL															
	TA															

Table.4.5 IEMG comparison every 5% (at -16.8 [deg])

			%Cycle																							
			0-5%	5-10%	10-15%	15-20%	20-25%	25-30%	30-35%	35-40%	40-45%	45-50%	50-55%	55-60%												
			<table border="1"> <tr> <td>0[deg]>-16.8[deg] :</td> <td style="background-color: #ADD8E6;"></td> </tr> <tr> <td>0[deg]<-16.8[deg] :</td> <td style="background-color: #FFA07A;"></td> </tr> </table>											0[deg]>-16.8[deg] :		0[deg]<-16.8[deg] :										
0[deg]>-16.8[deg] :																										
0[deg]<-16.8[deg] :																										
Experimental coraborater	A	GA																								
		PL																								
		TA																								
	B	GA																								
		PL																								
		TA																								
	C	GA																								
		PL																								
		TA																								
	D	GA																								
		PL																								
		TA																								
	E	GA																								
		PL																								
		TA																								
	F	GA																								
		PL																								
		TA																								
	G	GA																								
		PL																								
		TA																								
	H	GA																								
		PL																								
		TA																								
	I	GA																								
		PL																								
		TA																								
	J	GA																								
		PL																								
		TA																								

第 5 章

結論

5.1 まとめ

変電所作業の中から負担が大きいとされる、変電所施設内の設備保守点検における砕石敷地での巡視作業の負担軽減策の検討は必要である。本研究では、平地と比較砕石路面上での歩行動作による足部の運動の特徴を解明し、足部の側方向への傾斜に伴う下腿筋肉の筋活動を評価することを目的とし、実験を行った。

足部に計測装置を取り付け、平地路面と砕石路面での歩行動作を計測し、足部の揺れの動き、側方向への傾きについて調査した。その結果、砕石路面上歩行での足部の揺れの動きは平地路面上と比較して、前後方向で+47.6%、左右方向で+111.7%、上下方向で+37.0%の増加割合であった。左右方向の揺れの動きは平地よりも 2 倍以上大きくなる結果となった。また、計測された歩行時の角速度と加速度より歩行中の足部の側方向への傾斜角度を算出し、平地路面と砕石路面の歩行で比較した。平地路面では歩行中の足底接地から離床するまで傾斜角度は小さく、安定していたのに対し、砕石路面では外反、内反の両方に傾斜する場合が見られた。平地路面と砕石路面での足部接地中の傾斜角度について F 検定を行った結果、協力してもらった全実験協力者の 10 名で有意差が確認でき、平地路面と比較して砕石路面での足部接地中の傾斜角度はばらつきが大きいことが明らかとなった。砕石路面上歩行は毎歩ごとに足部の傾きが異なり、身体の安定性を制御することで負担が高まることが考えられる。

また、砕石路面を簡易的に模した、傾斜角度をつけることができる台を平地で挟んだ歩行路を用意し、傾斜台に接地している間の下腿筋活動を表面筋電図計測により評価し

た。傾斜台の角度は平地と同じ0度、碎石路面歩行時にどの実験協力者も傾斜することがあった16.8度、-16.8度とした。被験筋は腓腹筋、長腓骨筋、前脛骨筋とした。傾斜台上の足部接地時間を積分区間とする筋電図積分値*iEMG*を算出し、全試行の平均値を各条件で比較した。傾斜台の角度が0度の時の*iEMG*を100%としたときの16.8度の時の*iEMG*の変化率の平均値は腓腹筋で+19.7%、長腓骨筋で+66.6%、前脛骨筋で+9.1%であった。-16.8度の時の*iEMG*の変化率の平均値は腓腹筋で+27.0%、長腓骨筋で+58.3%、前脛骨筋で+8.1%であった。歩行中に足部を傾斜させた場合、下腿筋活動量は平地と比較して大きくなる傾向が見られた。区間ごとの比較では、30～50[%Cycle]で傾斜があるときの長腓骨筋、前脛骨筋は平地に対して大きな活動をしている傾向があった。足部外反筋と足部内反筋が相互に活動することで足部の固定性が増し、安定した歩行動作ができることが考えられた。

5.2 今後の課題

本研究では、碎石路面上歩行の負担要因の一つである、足部の側方向への傾きでの筋活動量の度合いを評価した。しかし、碎石路面上歩行は足部が側方向以外に傾くこともあると考えられ、実際の作業では作業着の着用、作業の慣れや後方への歩行などの他の負担要因も考えられる。その要因から身体への影響についても検証する必要がある。また、本研究は碎石敷地での巡視作業の改善策を考案することが最終目的である。碎石路面上歩行の身体的負担が大きい要因を排除することができる作業改善策、負担軽減装置の検討をしていく。

参考文献

- [1] 加藤達雄, 西島吉典, 小川雅志, 福田慎吾, 林準平, 吉澤正尹, 宮下充正: 「下肢筋活動ならびに動作からみた玉砂利および砂路面上での歩行特性」, ウォーキング研究, No.12, pp.147-153, 2008
- [2] 西島吉典, 加藤達雄, 小室吉昭, 薄雲祐介, 吉澤正尹: 「点字ブロックと通常床面歩行時の下肢筋群筋負担量の比較」, ウォーキング科学, No.3, pp.17-21, 1999
- [3] 堀一, 岩井義郎, 本田知己, 吉澤正尹, 西島吉典: 「床のすべりやすさと人間の感覚・筋肉の働きの関係」, ウォーキング科学, No.3, pp.13-16, 1999
- [4] 西島吉典, 加藤達雄, 吉澤正尹, 宮下充正: 「下肢筋の筋電図からみた平面と片斜面歩行の特性」, ウォーキング研究, No.10, pp.159-164, 2006
- [5] 加藤達雄, 岩田怜, 福田慎吾, 西島吉典, 吉澤正尹, 宮下充正: 「坂道歩行中の筋活動様式ならびにその定量分析」, ウォーキング研究, No.11, pp.201-206, 2007
- [6] Daiki Tatematsu , Ryojun Ikeura, Toshifumi Sugimoto, Soichiro Hayakawa : “Walking Motion Burden Analysis on Crushed Stone Surface during Patrol Work in Substation” , Proceedings of International Symposium on Engineering at MIU, 2019
- [7] 加藤好信: 「靴底の違いが歩行運動に及ぼす影響」, 吉備国際大学社会福祉学部研究紀要第11号, pp.85-92, 2006
- [8] 東英和, 重岡正, 糸川剛, 北須賀輝明, 有次正義: 「加速度計を用いた歩行分析による疲労推定特徴量の検討」, 情報処理学会研究報告, No.6, pp.1-8, 2011
- [9] A. J. Baerveldt and R. Klang : “A Low-cost and Low-weight Attitude Estimation System for an Autonomous Helicopter” , Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems,, pp.391-395, 1997

-
- [10] C.W. Thompson and R.T. Floyd : 「身体運動の機能解剖 改訂版」, 医道の日本社, pp.169, 2002
- [11] 雨宮悠, 滝下真之, 渡嘉敷勝, 矢橋農吾, 金光達太郎 : 「歩行姿勢からみた園路路材としての砂礫の歩き易さについて」, 造園雑誌, 54(5), pp.131-136, 1990
- [12] 深代千之 : 「骨・関節・筋肉の構造と動作の仕組み」, ナツメ社, 2014
- [13] D. A. Neumann : 「筋骨格系のキネシオロジー」, 医歯薬出版株式会社, pp.501-593, 2005
- [14] Dale Avers, Marybeth Brown : 「新・徒手筋力検査法 原著第 10 版」, 共同医書出版社, 2020
- [15] sEMG アンプ SX230-1000 について : 「EMG アンプ (SX230-1000 型) の電氣的仕様」,
<https://www.dkh.co.jp/product/emg/>
- [16] sEMG アンプ SX230-1000 について : 「表面筋電センサ」,
<https://www.biometricsltd.com/ja/surface-emg-sensor.htm>
- [17] 安藤徳彦 : 「下肢筋の機能解剖と歩行」, 日本義肢装具学会誌, 15(3), pp.213-218, 1999
- [18] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵 : 「表面筋電図」, 東京電機大学出版局, 2006
- [19] 増田正, 「人間工学のための計測手法 第 4 部 : 生体電気現象その他の計測と解析 (1) - 表面筋電図の測定方法と人間工学への応用 -」, 人間工学会, Vo.151, No.6, pp.400-405, 2015

謝辞

本研究を進めるにあたり、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 池浦良淳教授には研究に関する有益なご助言を頂き、深く感謝致します。厚く御礼申し上げます。

また、大変お忙しい中本論文を査読して頂くと共に、多数のご教示、ご助言を賜りました三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 矢野賢一教授に厚く御礼申し上げます。

また、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 早川聡一郎准教授、堤成可助教には研究に関する有益な御助言を頂き、ご指導を親身になって行って頂き、深く感謝致し、厚く御礼申しあげます。

さらに、澤井秀樹研究員には支援器具の製作や改良にあたり、親身な御協力、御尽力、アドバイスをくださり、厚く御礼申し上げます。

なお、中部電力株式会社には浅学な私に対し多数のご教示、ご助言を賜り、心より御礼申し上げます。

そして、先輩方、同期各氏、後輩各氏のおかげで、充実した研究室生活を送ることができました。これら各位のご指導、ご協力に対し、心より御礼申し上げます。

最後に、大学生活をする上で惜しめない援助を送ってくださった家族のお陰で充実した素晴らしい勉強・研究生活を送ることができました。感謝の気持ちを述べることで謝辞の最後とさせていただきます。