視覚障害者誘導用ブロックが晴眼者の歩行に与える影響に関する研究*

小林 吉之^{*1}, 高嶋 孝倫^{*2}
林 美恵子^{*3}, 藤本 浩志^{*4}The Effect of Tactile Ground Surface Indicators to the Gait of Human
with Normal VisionYoshiyuki KOBAYASHI, Takamichi TAKASHIMA,
Mieko HAYASHI and Hiroshi FUJIMOTO^{*5}^{*5} School of Human Sciences, Waseda University,
2-579-15 Mikajima Tokorozawa-shi, Saitama, 359-1192 Japan

A large number of tactile ground surface indicators for sight disables are constructed on sidewalks in Japan. These indicators have many protuberances, so sight disables can detect them. However, these protuberances could be an extra barrier for people who do not use those indicators. The purpose of this study is to investigate the effect of tactile ground surface indicators to human gait. Especially toe clearance to avoid tripping. Subjects were 9 young male with normal vision. Those subjects were asked to walk through the path with three different surfaces; a warning indicators constructed path, a leading indicators constructed path, and a no indicators constructed path. Measurements were carried out using a VICON 3D tracking system and 8 force plates. When they walked through the paths with either indicators, minimum toe clearances was significantly increased for most of the subjects. We also found hip moments are the most common cause to increase minimum toe clearances.

Key Words: Biomechanics, Bio-Motion, Human Engineering, Measurement, Tactile Ground Surface Indicators

1. まえがき

近年公共施設のバリアフリー化が盛んに行われており、視覚に障害を持つ人たちの歩行を誘導するための視覚障害者誘導用ブロック(以下ブロックと記す)がさまざまな場所に多数敷設されている。ブロックは1960年代に開発されたもので、現在日本中に広く普及している。ブロックには危険箇所を警告する警告用ブロックと進行方向を示す誘導用ブロックの二種類があり、それぞれの用途によって使い分けられている。

このブロックに関しては過去にさまざまな研究が行われている。三上らはさまざまな凸部を持つ床面素材に対するブロックの触覚認知性について研究を行った⁽¹⁾。また、田内らは警告用ブロックと誘導用

ブロックの触覚認知性について研究を行った⁽²⁾。田中らはブロックを敷設する側と使用する側の意識を比較し、その現状と課題について調査した⁽³⁾。駅のプラットフォームから転落する視覚障害者が依然として多いことから、鉄道総研では駅のホームの内外情報を付加したブロックの開発⁽⁴⁾を試みている。また近年形状や大きさの統一されていないブロックが敷設されている現状を踏まえて経済産業省では1997年よりJIS化のための標準基盤研究⁽⁵⁾を行い、2001年にその形状に関しては規格化された。ISOでも現在ブロックの標準化が進められている。

上述の通り視覚障害者のための効果を評価した研究は多いが、同時にこのブロックの表面にある突起が、逆に歩行者のバリアになり得る危険性が指摘されている。具体的に歩行にどのような悪影響を及ぼすかについては、筋電位の発火パターンの違いによる筋負担量の比較例があるが、定性的な表現に留まっている⁽⁶⁾。そこで本研究では、より多くの人に

* 原稿受付 2002 年 8 月 14 日。

^{*1} 早稲田大学人間科学部学生(☎ 359-1192 所沢市三ヶ島 2-579-15)。^{*2} 正員, 国立心身障害者リハビリテーションセンター(☎ 359-8555 所沢市並木 4-1)。^{*3} 早稲田大学人間科学部。^{*4} 正員, 早稲田大学人間科学部。

E-mail: yoshikobo@moegi.waseda.jp

Fig.1 Definition of minimum toe clearance

Fig.2 Construction of measurement system, using a VICON 3D video tracker system, and 8 force plates

Fig.3 Set of 8 reflective markers and calculated angles

として歩行しやすい歩道及び誘導用ブロック、もしくはそれに代わる誘導手段を検討・開発するための前段階として、まずこれらのブロックが健常者の歩行を行っているときの身体運動の様子である歩容に及ぼす影響を客観的・定量的に評価するために、運動学及び運動力学の手法を用いて下肢関節に作用する負担を比較することを目的とする。

なお、ブロックが歩行者のバリアになり得る状況は、歩行者が経路上のブロックをまたぐ時や踏む時、車椅子利用者が車椅子で越える時などさまざまなものが考えられる。そこで本研究では、駅や歩道でしばしば遭遇する場面として、敷設されているブロックに沿って踏みながら歩行する場合を取り上げ、その際の歩容と平坦路での歩容とを比較し、ブロックが歩容に及ぼす影響について分析する。

2. 方法

ブロックが敷設されている場合、遊脚期につま先がブロックの突起に接触することによる転倒を回避するよう、つま先を通常より高くして歩行していると考えられる。そこで本研究では久下ら⁽⁷⁾が定義しているように遊脚中期から後期にかけてのつま先の

高さの最低値を最低つま先高さと定義し(図1)、その高さに変化を与える可能性のある運動学的変数としての下肢三関節の各関節角度、運動学的変数としての各関節モーメントなどと共にそれぞれ求めることにした。

そこで三次元動態計測装置 VICON512(Oxford Metrix社製)を用いてブロックが敷設された場所を歩行した際の歩容と、ブロックが敷設されていない場所を歩行した際の歩容とをサンプリング周波数60Hzで計測した。同時に左右4枚ずつ、計8枚の床反力計(Kistler社製)を用い、床反力を60Hzでサンプリングした。計測システムの構成図を図2に示す。歩行時の空間座標は被験者体表(解剖学的部位)に貼付した左右計8個の赤外線反射マーカより算出した。被験者はあらかじめいくつかのサイズが用意された同一の運動靴を履いた。これは通常、ブロックが敷設されている場所を歩行する際には靴を履いているためと、全ての被験者において同一条件の靴で計測するためである。なお本研究では靴までを含めた足底までを下肢として考えているため、MP関節のマーカは靴の上から貼付した。被験者体表に貼付したマーカの位置を図3に示す。

Fig.4 Size and pattern of (a) leading indicator, and (b) warning indicator

Fig.6 Minimum toe clearance

被験者は20代の健康な男性9名(Sub. 1-9)で、平均体重64.53kg(SD ± 5.46)であった。実験前に2000年のヘルシンキ宣言に基づくインフォームドコンセントを行い同意を得た。

実験に使用したブロック(財団法人安全交通試験センターのSM300)の寸法を図4に示す。被験者は(a)誘導用ブロック(線パターン)、(b)警告用ブロック(点パターン)、ブロック無しの3種の歩行路を10試行ずつ、計30試行歩行した。順序効果を相殺するため3種類の順番は被験者ごとにランダムとした。誘導用ブロック、警告用ブロックの各ブロックを敷いた2種の歩行路においては図5に示す通り、右足用の床反力計上にもみブロックを敷き、被験者は右足をブロック上、左足はブロック外と踏み分けながら歩行した。これはブロックが2列に渡って敷設されている例が一般的でないことと、幅30cmのブロック上を両足で歩行するというのは平均台の上を歩いているようで不自然であるという意見が予備実験の際に被験者から報告されたことより、通常我々が歩道を歩行する際のストラテジーにもっとも近い形式である

Fig.5 Stepping pattern

と判断したためである。

被験者は各床面に対して計測前に練習を行い、各歩行路に十分に慣れてから計測を行った。歩行時の速度や歩調、目線等に関しては特に規定せず本人の普段通りのものとした。各試行時のスタート地点は計測空間より十分に手前に設定し、安定した歩行を計測できるように被験者ごとに調整した。

本研究で算出した関節角度は図3の線図の通りである。最低つま先高さは図6に示すとおりMP関節に貼付したマーカーより算出した。あらかじめ静止立位時に靴底面とMPマーカーとの距離を計測しておき、靴底面と床面との距離を算出した。

矢状面2次元下肢リンクモデルによる下肢関節モーメントの解析に関しては、ニュートン・オイラーの方程式により、各関節で発生するモーメントを表す運動方程式が算出できる⁽⁸⁾。関節モーメントを算出するために必要な位置データ及び力データはそれぞれ動態計測装置と床反力計により計測し、下肢各セグメントの質量、慣性モーメント、重心位置などの生体定数に関しては阿江らの研究⁽⁹⁾より各被験者ごとに値を推定した。

3. 結果

3.1 最低つま先高さ 被験者ごとの最低つま先高さの平均値と標準偏差を図7に示す。図の横軸は9名の被験者を各被験者ごとに示し、それぞれ左から誘導用ブロック、ブロック無し、警告用ブロックを敷設した際の値を示している。そのためブロックがないときにつま先が最も低くなる場合にはグラフはV字型になる。算出した関節角度及び関節モーメントにおいて、各床面間での差を比較するために被験者内一元配置分散分析を行った。

9名中7名の被験者(1-7)において歩行路にいずれのブロックが敷設されていても、ブロックが無い場合と比べて最低つま先高さは有意に高くなり、

Fig.7 Minimum toe clearance of each subject's gaits

ブロックがあるためにつま先すりを防ごうとしてクリアランスを大きく維持している様子がうかがえる。残り2名の被験者(8,9)はブロック間に差は認められなかったが、この2名はブロックが無い場合でも既に最低つま先高さが30mmを超えており、ブロックの有無にかかわらず十分な余裕を持って歩行するタイプと考えられる。さらに標準偏差が大きく再現性が乏しいためこれ以降はこの2名を分析の対象から除外する。

3.2 最低つま先高さを規定する因子 前節において、多くの被験者でブロックがある場合に最低つま先高さが高くなることが確認できた。そこでその原因として、まずブロックの有無による関節角度の違いに注目した。遊脚期後半の最低つま先高さに影響を与える要因として図8aに示すように遊脚期における各関節のピーク値を指標とした。同様に運動を生成する要因としての関節モーメントにも注目し、図8bに示すように遊脚期前半の各関節モーメントのピーク値も指標とした。

3.3 関節角度 被験者ごとのブロック側の股関節角度、膝関節角度、足関節角度それぞれの平均値と標準偏差を図9左(a),(b),(c)に示す。図7同様、横軸は各被験者ごとに左から誘導用ブロック、ブロック無し、警告用ブロックが敷設された歩行路における値を示す。

股関節角度では3名の被験者(2,3,6)がどちらのブロックが敷設されていても有意に大きく股関節を屈曲させていた。被験者4は最低つま先高さが大幅に高くなった誘導ブロック上のみ有意に大きく屈曲させていた。最低つま先高さにブロック間で有意差が認められた残りの被験者のうち2名(1,5)に

Fig.8 Peak(a) joint angle and (b) joint moment
dotted line separates stance phase and swing phase

は有意な差こそ認められなかったものの、ブロックが敷設されている場合には股関節をより屈曲させるという傾向は認められた。しかし被験者7は、最低つま先高さが各ブロック歩行時には有意に高くなるにもかかわらず、股関節角度は他の被験者と逆の傾向を示し、ブロックが敷設されていない歩行路において有意に大きく屈曲させていた。

膝関節角度では2名(5,6)の被験者がどちらのブロックが敷設されていても有意に大きく屈曲させていた。また股関節角度と同様に被験者4は誘導ブロックが敷設された歩行路においてのみ有意に大きく屈曲させていた。被験者3においては有意な差こそ認められなかったものの、どちらのブロックにおいても膝関節をより屈曲させる傾向が認められた。しかし股関節角度同様被験者7はこれらの被験者とは逆の傾向が認められた。また、被験者1と2においては最低つま先高さに差が認められたものの、膝関節角度には有意差が認められなかった。

Fig.9 Peak angles and peak moments of each joint

足関節角度は2名の被験者(1, 3)にどちらのブロックが敷設されていても有意差が認められたが、被験者1と3の間では傾向が逆であった。また被験者5は3に似た傾向を示し、誘導用ブロック敷設時のみ有意に大きく背屈させていた。他の被験者においては有意差は認められず、股関節や膝関節のような顕著な傾向は認められなかった。

3.4 関節モーメント 被験者ごとの股関節、膝関節、足関節それぞれのモーメントの平均値と標準偏差を図9右(a), (b), (c)に示す。

股関節モーメントはブロックの種類に関わらず、3名の被験者(1, 2, 3)において、いずれのブロックが敷設されていても有意に強い屈曲モーメントが認められた。被験者4でも股関節角度同様、誘導用ブロックが敷設されている歩行路において有意に強い屈曲モーメントが発生していた。また被験者7は、股関節角度同様上述の被験者群とは逆に、警告用ブロックが敷設されている歩行路よりも、ブロックが無い場合に有意に強い屈曲モーメントが認められた。同様の傾向は被験者6にも認められた。一方被験者5のようにどの歩行路間にも有意差は認められない者もいた。

膝関節モーメントにおいては全体的に標準偏差が大きく、3名の被験者(2, 4, 5)にブロック間で有意差は認められなかった。被験者1と3からは誘導用ブロックが敷設された歩行路上でのみ有意に強い伸展モーメントが算出された。しかし被験者6と7からはどちらのブロックが敷設されていても有意に弱い伸展モーメントが算出された。この2名においては股関節モーメントと同じ傾向であり、上述の2名の被験者(1, 3)とは逆の傾向であった。

足関節モーメントは全体的に小さな値であったが、被験者7のみブロックが無い場合に強い背屈モーメントが算出された。被験者1, 4に関しては誘導用ブロックが敷設されていた場合のみ有意に強い背屈モーメントが算出された。他の被験者には歩行路間で差は認められなかった。

3.5 股関節高さ ブロックが敷設されている歩行路において、つま先の高さが有意に高くなっているにもかかわらず、関節角度や関節モーメントが上述の被験者とは逆の傾向を示す2名の被験者(6, 7)においては、今回注目した下肢三関節の関節角度や関節モーメント以外の部位を変化させることで最低つま先高さを確保していると考えられる。そこでブロック側(右側)の遊脚期における股関節の高さに改めて注目した。その結果、ブロックが敷設されてい

る場合により高く股関節を上げていることが確認された(いずれも約5 mm)。このことからこれらの被験者は骨盤を前額面上で傾けることで股関節の高さを確保し、それによって下肢全体を引き上げているものと考えられる。しかしこれらの傾向が見られる被験者は一部であり一般的な戦略ではないと考えられる。

以上をまとめると、ほとんどの被験者において誘導用、警告用のどちらのブロックが敷設されていても最低つま先高さが高くなる傾向が認められた。これらの被験者の多くはブロックが敷設されていた歩行路を歩行した際に股関節もしくは膝関節を大きく屈曲させる傾向が認められた。同時にこれらの被験者には大きな値の股関節モーメントが算出される傾向が認められ、その結果、つま先高さを上げることができたと考えられる。股関節以外の関節におけるモーメントにおいては、多くの被験者に共通する傾向は認められなかった。また一部、前額面上における骨盤の傾きで股関節の高さを確保し、それによってつま先の高さを確保している被験者群も認められた。

4. 考 察

4.1 ブロック敷設時とブロック無し時 2名の被験者(8, 9)はブロックが無い歩行路においても常に十分な余裕を持って歩行動作を行っていることが確認された。そこでここでは残りの、歩行路間で最低つま先高さに差の認められた被験者群について考察する。

これらの被験者群はブロックが無い歩行路においては、無駄につま先を上げることなく歩行するため、エネルギー効率の良い歩行動作を行っているといえる。このような歩行動作を行う被験者群はブロックが敷設されている歩行路では最低つま先高さを高く保つことが確認された。これは遊脚期につま先がブロックに接触することによる転倒を回避するために行われている動作と考えられる。

さらに本研究の結果、つま先高さを高く保つための戦略として少なくとも二通りの被験者群が存在することがわかった。まず過半数の被験者群では、近位の関節である股関節を調節することによりつま先高さを確保していることが確認できた。これ以外の方法としては骨盤を前額面上で傾けることでブロック側の股関節を引き上げ、下肢全体を持ち上げている被験者群も存在した。

4.2 誘導用と警告用との違い 誘導用と警告用はその用途によって使い分けられているが、今回の実験結果からはブロック間に最低つま先高さの差

は認められなかった。同様に関節角度にも関節モーメントにも大きな差は認められなかった。このことは誘導用でも警告用でも変わりなく、ブロックが敷設されている場所ではブロックの無い場所よりつま先を高く上げながら歩行しているということが示唆された。

以上のことからブロック上で歩容が変わる原因は、その突起の形状というよりむしろ段差にあると考えられる。ブロック上の歩行とは片足が整地に接地し、もう片足が一段高い地面に接地するという極めて特殊な環境下での歩行である。その際左右の下肢には一時的な脚長差が生じる。この差が歩容が変わる原因となっていると考えられる。

5. 結 論

ブロックに沿って踏みながら歩行する際に、ブロックが健常者の歩容に与える影響について実験を行った。その結果以下のことが明らかになった。

- 1)ほとんどの被験者において、ブロックが敷設されている場合には最低つま先高さが有意に高くなる傾向が認められた。
- 2)最低つま先高さは、多くの被験者は立脚期から遊脚期への移行期の大腿部の振り出しの際の股関節モーメントによって股関節をより屈曲させることで確保していることが確認された。他方、骨盤を傾けて股関節を引き上げることで確保する被験者群の存在も確認できた。
- 3)誘導用・警告用ブロック間に一般的な傾向の違いは認められなかった。

文 献

- (1) 三上貴正・天野真二・渡会奈由香・坂井映二, 点字ブロックおよびその敷設状態の触覚的認知性に関する基礎的研究, 日本建築学会構造系論文集, 528, (2000), 47-52.
- (2) 田内雅規・村上琢磨・沢井元・大倉元宏, 点状と線状タイルの触覚的対比, 第20回感覚代行シンポジウム発表論文集, (1994-12), 103-106.
- (3) 田中直人・岩田三千子, 視覚障害者誘導用ブロックに関する敷設者と利用者の意識から見た現状と課題, 日本建築学会計画系論文集, 502, (1997), 179-186.
- (4) 大野央人・他, 駅ホームの内外方情報を付加した点字ブロック開発の試み, 日本人間工学会関東支部第31回大会講演集, (2001-11), 45-46.
- (5) 通商産業省, 視覚障害者誘導用ブロックに関する標準基盤研究報告書 -パターンの標準化を目指して-, 1998, 通商産業省製品評価技術センター.
- (6) 西島吉典・加藤達雄・小室吉昭・他, 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, (1999), 17-21.
- (7) 久下晴己・國府勝郎・秋山哲男, コンクリートブロック系舗装における高齢者のつまずきの評価に関する実験的研究, ウォーキング科学, No. 4, (2000), 107-112.
- (8) 藤本浩志・木塚朝博・横地義輝・他, 介助下における起立着座動作の下肢関節逆力学解析, 日本機械学会論文集C編, 66-650, (2000), 128-134.
- (9) 阿江通良・湯海鵬・横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11, (1992), 23-32.