

感圧導電性編物を用いた滑りセンサの開発

Development of Foot Slip Sensor Using Electro Conductive Knit Fabric

近藤 大介^{*}, ホアンヴァン^{*}, 岡田 志麻^{**}, 荒木 隆宏^{***}, 藤田 恵美^{***}, 牧川 方昭^{**}, 平井 慎一^{**}

Daisuke KONDO^{*}, Van Anh HO^{*}, Shima OKADA^{**}, Takahiro ARAKI^{***}, Emi FUJATA^{***}, Masaaki MAKIKAWA^{**}, Shinichi HIRAI^{**}

^{*} 立命館大学院理工学研究科

^{**} 立命館大学理工学部

^{***} 岡本株式会社 R&D 部基礎研究課

^{*} Graduate School of Science and Engineering, Ritsumeikan University

^{**} College of Science and Engineering, Ritsumeikan University

^{***} Research and Development Division, Okamoto Corporation

2010 年 7 月 30 日受付

感圧導電性編物を用いた滑りセンサ(略号)

Abstract In daily life activities shoes and socks are subjected to the biggest load. Friction and pressure concentration inside the shoes can be the cause of foot injury and foot deformation. Therefore to measure the foot pressure and slip inside shoes during walking is needed not only to develop more comfortable shoes and socks but also to investigate the cause of foot disease. This slip sensor should be soft, lightweight and flexible because it has to measure the slip between foot and shoes or socks during walking, and hence this slip sensor should be implanted inside the shoes in order to measure the slip during natural walking for a long time. In this study a slip sensor using pressure conductive knit fabric has been developed using electro conductive knit fabric and is built into a sock liner. This new slip sensor was evaluated during walking on a treadmill and the results shows that this sensor sense the slip component.

Keyword: electro conductive yarn, electro conductive knit fabric, shoes, terry stitch, sock liner

Received

日本語要旨

日常生活の中で、靴や靴下は最も荷重が加わる場所である。靴内部での擦れや圧力の集中は、靴擦れによる怪我や足の変形といった疾患の原因となりうる。従って、歩行中の靴内部の足底の滑りを足底圧の計測によって明らかにできれば、最適な靴や靴下開発に役立つことができるだけでなく、種々の足部疾患の原因究明にもつながる。歩行を長時間計測するためには、身体への負担が小さいことが求められる。靴とセンサを一体化できれば、違和感なく装着でき、自然な歩行を計測することが可能である。そこで本研究では感圧導電糸をパイル状に編みこんだ滑りセンサを開発した。このパイル布を滑りセンサとして、靴の中敷に組み込んで歩行実験を行い、靴内部と足底の滑りの評価を試みた。

はじめに

履物の中で靴や靴下は最も荷重がかかり、それに伴って起こる滑りは歩行に直接的に影響を及ぼす。Dai 等によって、歩行における靴内部と足底の間のせん断力が靴擦れなどの怪我の原因になり、適切な靴下によってそれが予防できることが示されている [1]。より良い履物の設計、足部疾患の原因究明のためにも、歩行中の靴内部で起こる力環境を計測する必要がある。

この履物内の力環境の計測に関して、足底圧センサ、圧分布センサによって履物に対する垂直方向の圧力分布を計測する試みは多い。しかし、せん断方向の力、滑りを計測する試みはほとんどなく、感圧フィルムを用いて摩擦の推定などが行われている研究が知られるのみである [2][3]。

そこで本研究では、ステンレス繊維を混紡し、張力あるいは圧力に変形によって糸の電気抵抗が変化する性質を持つ感圧導電糸を用い、靴の中敷に組み込むことができる滑りセンサを開発した。

ところで、先に城殿らはこのステンレス混紡感圧導電糸の基礎特性を調べている [4]。また、この感圧導電糸で編まれた手袋を、手の動作認識デバイスとしたデータ・グローブ [5] や、同糸で編まれたシートで睡眠中の体圧分布を計測する体圧分布計測システム [6] などが研究がある。しかし課題として、繊維の持つヒステリシス特性によるキャリブレーションの難しさや、編物が柔軟であるため、抵抗値が一定に定まらないなどの欠点が挙げられている [4]。

そこで、本研究では、これら従来の課題点を改善するため、感圧導電糸をカバリング加工することで、繊維のヒステリシス特性、繊維の伸び率の低さの改善を行った。更に、このカバリング糸をパイル編みにした布を作成し、このセンサを用いて、靴内部における足の滑りの評価を試みた。

2. 方法

2.1 感圧導電糸の特性

感圧導電糸とは、非導電繊維であるポリエステルに導電性を持つステンレスの繊維(以下、導電繊維と称す)を混紡して撚り合わせた糸であり、その糸で編まれた導電素材が感圧導電性編物である。感圧導電糸は導電性があることを除いて、引張特性、圧縮特性、ねじり特性などの物理特性は一般的なポリエステル糸と同等である。

図 1 に示すように、この糸に張力を加えると、糸の断面の形状が変化し、糸内部の導電繊維の接触点数が増えることによって、糸の電気抵抗が変化する。すなわち、張力あるいは圧力が加わることで糸内部の導電繊維の密度が高くなり、接触点数が増えるため電気抵抗が小さくなる。逆に張力/圧力が小さくなると導電繊維の密度が低くなり、導電繊維間の接触点数が減り、電気抵抗は高くなる。

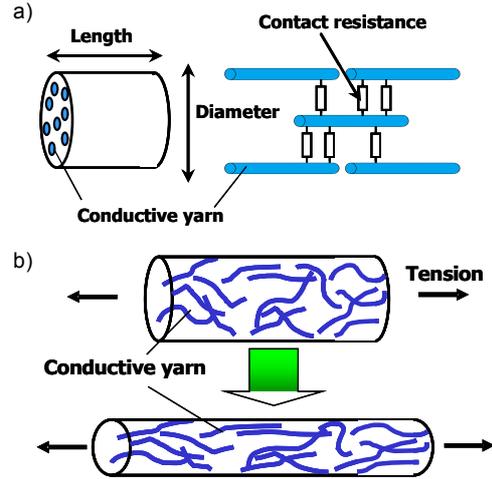


Fig.1 Electro conductive yarn. a) Model of electro conductive yarn, b) Operating principle of electro conductive yarn.

図 1. 感圧導電糸. a)モデル図, b)動作原理

導電繊維の接触点数は感圧導電糸に対する導電繊維の混紡率にも依存する。今回使用した感圧導電糸は、抵抗値が $k\Omega$ 以下の範囲となるよう、混紡率は 30%とした。この感圧導電糸 1 本に荷重をかけたとき特性を図 2 に示す。

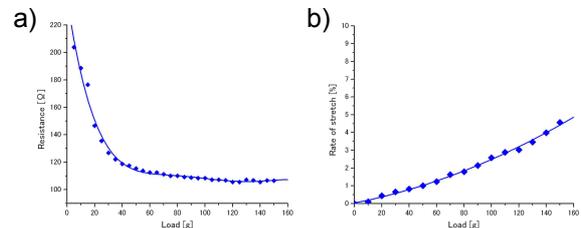


Fig.2 Property of electro conductive yarn. a) Relation of load and resistance, b) Relation of load and stretch.

図 2. 感圧導電糸の特性. a)荷重と抵抗値の関係, b)荷重と糸の伸び率の関係

図 2a) は、感圧導電糸 1 本の荷重に対する抵抗値の変化を示している。横軸は荷重[g] であり、縦軸は抵抗値 Ω] である。この結果から、荷重が 30 g 以上では抵抗値の変化はほとんど見られぬ。荷重を増加させても抵抗値の変化が小さいことより、センサとして望ましい特性を示すのは無負荷から 30 g 以下の範囲であるとする事ができる。

図 2b) は、感圧導電糸の自然長を 100% としたときの荷重に対する伸び率を示している。横軸は荷重[g] であり、縦軸は伸び率 [%] である。この結果から、30 g の荷重を加えた場合の糸の伸び率は 1% 以下だとわかる。そのため、センサとして用いるためには糸の伸び率を 1% 以内で用いる必要がある。

このように、糸単独では 30 g 以下の荷重で、1% 以下の伸び率のとき、センサとして使用できる。しかし、種々の検討

から、足底圧の計測に用いるためには更に大きな伸びへの対応が必要であることが判明した。そこでダブルカバリング糸の利用を考えた。

2.2 カバリング糸の特性

ダブルカバリングとは、中心に配されたポリウレタン製の弾性糸の周囲に感圧導電糸が二重に巻かれた構造である。これは、1本目のカバリングによって糸のねじれが起こるため、外側にもう1本逆方向にカバリングすることでねじれを防ぐためである。図3に感圧導電性カバリング糸の構造を示す。

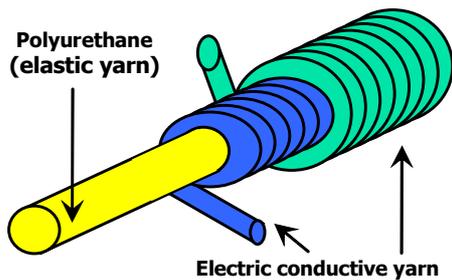


Fig.3 Structure of covering electro conductive yarn.
図3. 感圧導電性カバリング糸

カバリング加工の利点は、感圧導電糸がコイル状に巻かれているため、カバリング糸自体は伸びても、感圧導電糸の伸びは抑えることができる。このカバリング糸の伸び率と抵抗値の関係を図4に示す。

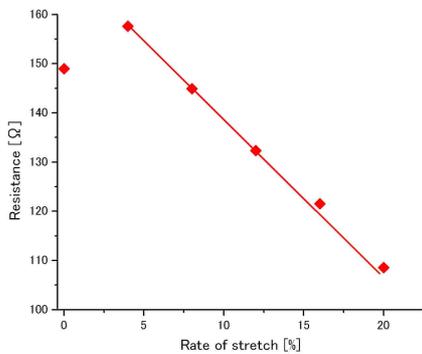


Fig.4 Relation of resistance and stretch of covering yarn.
図4. カバリング糸の抵抗と伸び率の関係

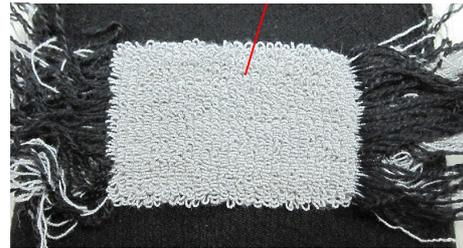
横軸は伸び率[%]であり、縦軸は抵抗値[Ω]である。この結果から、糸の伸び率が4~20%の範囲で直線的に抵抗値が変化することがわかる。以上より、カバリング糸全体の伸び率が大きくなっても抵抗値の変化を示したため、巻かれている感圧導電糸自体の変形は1%以下に抑えられていることがわかる。

2.3 パイル布の特性

導電繊維の接触点数をさらに増やし、面で力を受けるセンサ

とするため、カバリング糸を用いてパイル布を製作した。パイル布とは、表面に糸のループを有する生地であり、ループの高さをパイル長と呼ぶ。パイル布に感圧導電性カバリング糸を用いることで、圧力の他にも、足底と布の摩擦によってパイルが引っ張られることによる糸の伸びが抵抗値変化として計測される。そのため、靴と足底の滑りなど表面の摩擦状態が抵抗値へ反映されることが期待できる。図5a)に感圧導電性パイル布の外観を、図5b)にパイル布のモデル図を示す。

a) Terry stitch with electro conductive yarn



b)

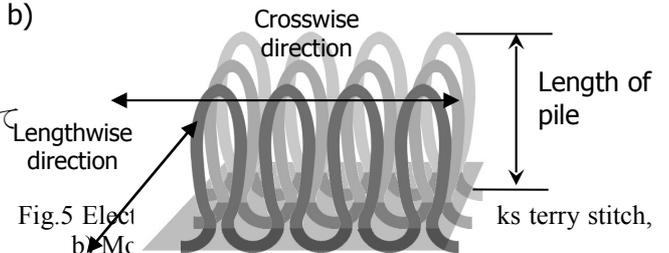


Fig.5 Elect
b) Mc
図5. 感圧導電性パイル布. a)パイル布の外観, b)パイル布のモデル図

図5b)より、パイル編みの横方向と縦方向を定義した。パイル長は5.5mmであり、大きさは50×40mmである。

パイル布のパイル方向の特性を調べるため、図6に示す自作の荷重試験機を用いて実験を行った。実験方法は、図で示したパイル布をプレートの水平面上に配置し、ロードセルに取り付けた円形状のポリウレタンを垂直方向に2mm移動させ、パイル布に押し付ける。そして、実験開始から5秒地点でパイル布を水平方向に8mm/sで10mm移動させ、25秒地点でポリウレタンを直方向に動かす、パイル布から離したものである。以上の条件で、パイル布の横方向をロードセルの移動方向に沿うように固定した場合と、滑りセンサをその位置から90度回転させて、パイル布の縦方向をロードセルの移動方向に沿うように固定した場合の2通りの実験を行った。その結果を図7に示す。

Loadcell

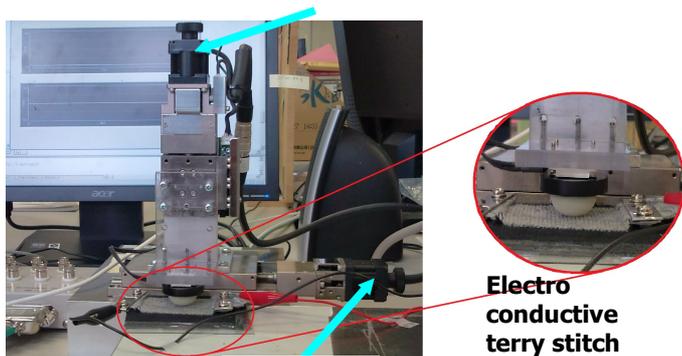


Fig.6 Loadcell equipment
図 6. 荷重試験機の外観

した. 組み込み方法はウレタン製の中敷を切り抜き, 感圧導電性パイル布をパイル部分が足底に触れるように挿入した. 感圧導電性パイル布を用いた滑りセンサの外観を図 8 に示す.

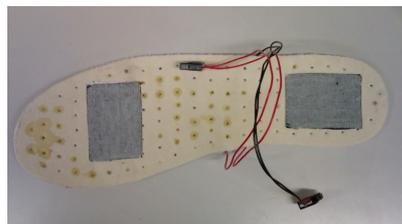


Fig.8 Foot slip sensor in sock lining.
図 8 . 中敷に組み込んだ滑りセンサ

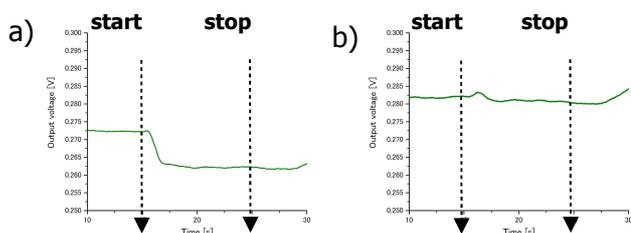


Fig.7 Experimental result of electro conductive terry stitch. a) Fixed terry stitch in a crosswise direction, b) Fixed terry stitch in a lengthwise direction.

図 7. パイル布の特性 a) パイル布を縦方向にしたときの波形, b) パイル布を縦方向にしたときの波形

横軸は時間 [s] であり, 縦軸は出力電圧[V] である. この結果から, 横方向に力を加えると出力電圧が下がるが, 縦方向に力を加えても出力電圧が下がらなかった. このため, パイル布の方向に沿ったせん断力を検出することがわかった.

2.5 足底センサを用いた歩行中の滑り計測実験

感圧導電性パイル布を用いて, 歩行中の靴内部の滑りを計測することを考える. 靴内部, 特に中敷と足底とで滑りが発生する条件とは, 足底に荷重のかかった状態で水平方向の力が生じ, 最大静止摩擦力を超えたときである. その状態を計測するためには, 荷重のかかった状態が計測でき, 計測結果において滑りの起きていない状態と起きた状態に差異が見られる必要がある.

感圧導電性パイル布で滑りを計測する場合, 滑らない状態とは感圧導電性パイル布に対して, せん断力によるひずみが生じるため [9], トレットミル上で速度 4km/h sで 4 分間生じ, パイル布の変形によって滑りが変化する状態のことを指す. 一方, 滑る状態というのは, せん断力が働いたとき, 滑ることによってせん断力が小さくなり, パイル布の変形がおきない, もしくは靴を履いたものと, 靴下を装着せずに靴を履いたものの 2 滑らない状態に比べて小さい変形となる状態のことを指す.

この感圧導電性パイル布を靴の中敷へ組み込み, 滑りセンサとした. 歩行中の足底部で荷重が大きく加わる場所に滑りが発生しやすいと考え, Kernozek らの研究 [7] を参考に, 靴裏側の爪先に近い中足骨頭部分と踵部分をセンサの位置と

電極部分は糸と金属製のコネクタを圧着することによって電気的に接触させた. 荷重によるパイル布の変形を抑えるため, パイル布の下面に両面テープを貼り, 同じ大きさのアクリル板に固定した. また, 靴の踵と爪先にフットスイッチを設置し, 歩行の解析に必要な踵接地 (Heel Contact . 以下, HC と略す) と足趾離床 (Toe Off . 以下, TO と略す) のタイミング検出として用いた. 図 9 に靴底に取り付けたフットスイッチの外観を示す.



Fig.9 Foot switch fixed shoes.

図 9 . 靴裏に取り付けたフットスイッチの外観

なお, フットスイッチは荷重によってスイッチが押されるとその間だけ導通する. 実験に使用する靴は, Perry らの研究により靴のソールに使用される素材はより硬いものが好ましいことが明らかになっているため [8], ソールが適度な硬さである市販のランニングシューズを使用した.

歩行中の滑り計測実験は, 岡田らによってトレットミル歩行と平地歩行の床反力波形パターンは類似していることが示され歩行を行い, 抵抗値の変化を計測した.

足底が滑らない状況と滑る状況を作るため, 靴下を装着して歩行を行い, 抵抗値の変化を計測した.

なお, 本実験は被験者に健康成人男性 1 名を選び, 立命館大学の定める研究倫理指針を遵守し, 被験者から書面にて同意を得て実施した.

3. 実験結果

靴下を履いたときの出力波形の一部を図 10 に示す。

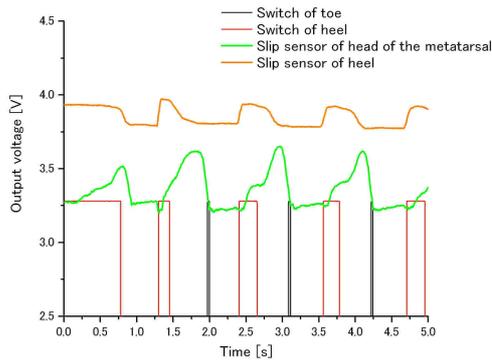


Fig.10 Output signals of walk experiment.
図 10. 歩行実験の出力波形の一部

滑りセンサの抵抗値変化は、出力電圧の増減で計測される。この場合、出力電圧が高くなると、その分抵抗値が下がることとなる。図 10 より、歩き始めて最初の HC のタイミングで中足骨頭付近の出力電圧の値が上がり始め、TO のタイミングまでに元の出力電圧の値に戻っていることがわかる。つまり、HC のタイミングで抵抗値が下がり始め、TO のタイミングまでに元の抵抗値に戻ることがわかる。

ここで、計測された出力電圧全体にカットオフ周波数 0.2 Hz のハイパスフィルタを用いて、滑りセンサの抵抗のドリフトを除去した。信号処理させたデータから前後 50 歩のデータを除去し、歩行が安定している区間 50 歩分抽出した。また、1 歩ごと切りだすため、歩行中の HC から次の HC までを 1 歩とした。スプライン補間を用いて、1 歩の時間間隔をそろえた。その 1 歩分の時間を 100% とし、50 歩分重ねた。その際、HC 後の抵抗値が 0 となるように調整した。中足骨頭の滑りセンサの計測結果を図 11, 12 に示す。

横軸は時間 [%]、縦軸は滑りセンサの出力電圧 [V] である。横軸の時間 % の内、0% が HC であり、60% 付近が TO である。このため、0 ~ 60% は歩行中の立脚期であり、60 ~ 100% までが歩行中の遊脚期である。図 12 の波形より、HC 後に荷重が掛かり、抵抗値が増加し、TO へ移行するにつれ、抵抗値が減少することがわかる。また、靴下ありの場合の抵抗値変化が靴下なしの場合の抵抗値変化と比べて大きいことがわかる。次に、踵の滑りセンサの波形を平均したものの図 13 に示す。

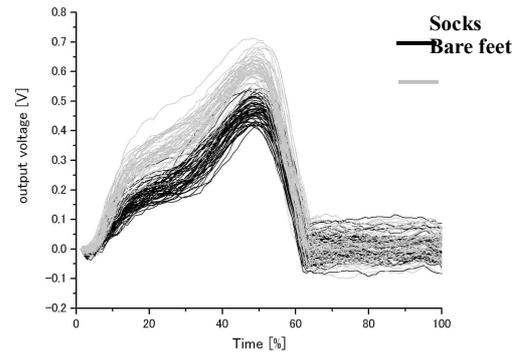


Fig.11 Output signals of head of the metatarsal about fifty steps.
図 11. 中足骨頭の滑りセンサの 2 つ歩行データの 50 歩分を重ねた出力波形

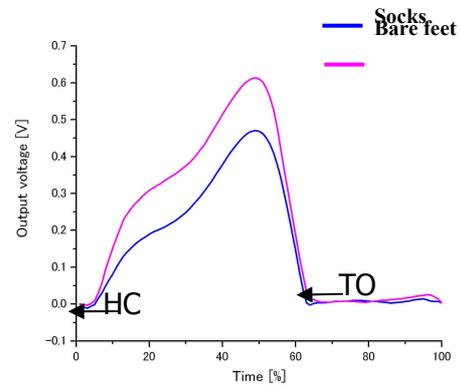


Fig.12 Averaged output signals of head of the metatarsal.
図 12. 中足骨頭の滑りセンサの 2 つの歩行データを平均した出力波形

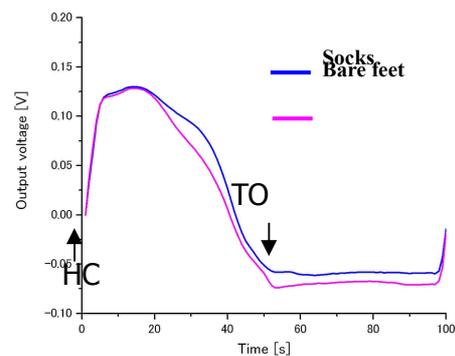


Fig.13 Averaged output signals of heel
図 13. 踵の滑りセンサの 2 つの歩行データを平均した出力波形

横軸は時間 [%]、縦軸は滑りセンサの出力電圧 [V] である。図 13 より、HC 後に抵抗値が変化したが、靴下ありの場合と靴下なしの場合とで抵抗値変化に大きな差はみられない。

4. 考察

図 12 の結果より、靴下ありの場合や靴下なしの場合とで

同じタイミングで抵抗値変化の最大値を示す。これは HC から TO までの立脚期の間で、50%の位置というのは、踵が上がり、つま先で地面を蹴りだして足を浮かせる直前のところであるため、最も大きなせん断力が滑りセンサに加わるためだと考えることができる。

靴下ありで歩行した場合の抵抗値変化が靴下なしで歩行した場合の抵抗値変化と比べて大きい理由は、裸足は滑らないのでパイル布の上で荷重が移動する際、足底とパイル布の摩擦によってパイルが変形するため、抵抗値が下がるためだと考えられる。靴下を履いた場合は、靴下によって滑ることによって、足底とパイル布の摩擦力が裸足の場合と比べて小さくなり、パイルがあまり変形せず、その分の抵抗値変化が少なくなると考えられる。よって、図 12 の裸足の波形の面積から靴下ありの波形の面積を引いたものが滑りの量であると推定できる。

この推定は、靴下ありでの歩行と靴下なしでの歩き方が同一の歩き方であると仮定した場合に成り立つことが考えられる。そこで、靴下ありで歩行したときと靴下なしで歩行したときの歩き方の違いを調べるため、50 歩の時間を比べた。結果、靴下ありでの時間は36.8秒であり、1歩の時間は平均1.1秒であった。一方、靴下なしでの時間36.1秒であり、1歩の時間は平均1.1秒であった。2つの条件で歩行の差異があるのかを調べるため、靴下ありの歩行と靴下なしの歩行とで差がないとする帰無仮説を立てて、t 検定を行った。それぞれの1歩ごとのデータ数を標本とし、有意水準5%でt 検定を行うと、検定量は0.087となり、t 分布表では両側検定で1.980なので帰無仮説を棄却できない。従って、トレットミル上での靴下ありの歩行と靴下なしの歩行とでは、歩き方に差がない、つまり、同一の歩行であるといえる。

図 13 の結果から、靴下ありの場合の抵抗値変化と靴下なしの場合の抵抗値変化に大きな差が見られなかったのは、2つ要因が考えられる。1つ目は、踵の滑りセンサが計測するものは荷重とせん断力であるが、荷重がせん断力に比べ大きいいため、抵抗値変化に差が出ないことが考えられる。2つ目は滑りセンサの向きである。踵の滑りセンサを中敷に組み込んだ際、縦方向に組み込んだため、踵の横方向の荷重の移動を計測できなかったことが考えられる。

5. まとめ

感圧導電系の基礎特性をカバリング加工で改善し、それをパイル状に編むことによって滑りセンサとして靴の中敷に組み込むことによって、足底部圧力と同時に滑りを計測するセンサを開発した。そして、歩行中のヒールコンタクトからトーオフまでの立脚期における、足底における荷重のかかり方と滑りの有無が滑らない状態と比較することによって計測できた。またこのセンサは非常に軽量で薄いいため、装着箇所を選ばずに用いることができ、かつ、ウェアラブルに計測可能であることから、計測場所を容易に変更することが可能である。このセンサの計測結果

を基にして、足が内部で滑らない靴、靴下の開発が期待できる。

課題点として、体重の差異や、歩き方の差異などの個人差が結果に大きく影響を及ぼす可能性があり、被験者数を増やし、データ数を増やすことで統計的な解析も必要であると考えられる。また、滑りが起きたときの千弾力を定量的に評価するためには、フォースプレートとあわせて計測を行い、解析を行う必要があると考える。

参考文献

- [1] Dai X Q, Li Y, Zhang M, Tak-Man Cheung J: Effect of sock on biomechanical response of foot during walking. *Clinical Biomechanics*. 21: 314-321, 2006.
- [2] 細長喜久子, 銭谷八栄子, 稲垣勝彦: 靴と足の滑り摩擦計測法. *日本家政学会誌*. 50(5): 503-508, 1999.
- [3] 大林正明, 竹村裕, 上田淳, 松本吉央, 正小笠原司: 歩行における足底画像処理による滑り余裕推定. *日本機械学会. 17回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*. 2005.
- [4] 城殿千生, 関啓明, 黒田成人, 神谷好承: 感圧導電繊維の基礎特性に関する研究. 22年度日本ロボット学会学術講演会論文集. (CDROM). 2004.
- [5] 山村良太, 西克士, 藤岡潤: 感圧導電性編物を用いた装着型デバイスに関する開発. *石川工業高等専門学校機械工学科卒業論文*. 2005.
- [6] 西克士, 山村良太, 藤岡潤: 感圧導電性編物を用いた体圧計測システム開発. *石川工業高等専門学校機械工学科卒業論文*. 2004.
- [7] Kernozek TW, LaMott EE: Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults: Department of Health and Physical Education. *Gait & Posture*. 3: 13-148, 1995.
- [8] Perry SD, Radtke A, Goodwin CR: Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. Department of Kinesiology and Physical Education. 2006.
- [9] 岡田誠, 才藤栄一, 大塚圭, 櫻井宏明, 武田斉子, 寺西利生, 鈴木由佳理, 岡西哲也, 寺尾哲夫, 加賀順子, 金田嘉清: トレットミル歩行と平地歩行における床反力の比較. *理学療法学*. 29(6): 209-217, 2002.
- [10] 齊藤信夫, 武田圭一, 黒澤和生: 平地とトレットミル上の快適歩行速度比較と加速度計を用いた身体活動量計測について. *理学療法学*. 23(5): 653-657, 1982.