

転倒リスク評価のための外乱負荷応答時の足圧分布計測

Measurement of foot pressure distribution during disturbance load response for fall risk assessment

精密工学専攻 40号 端智士
Satoshi Hata

1 研究背景と目的

高齢者の転倒は死亡事故や要介護状態、QOLの低下を引き起こすことが知られており⁽¹⁾、近年の高齢者人口の増加に伴って転倒予防の重要性は増している。転倒予防の方法として、バランストレーニングや歩行補助具の利用などがある。これらの方法を実施し、その効果を評価するためにはバランス能力の検査が必要となる。バランス能力は静的姿勢保持、随意運動中のバランス、外乱負荷応答に分類され⁽²⁾、その中でも外乱負荷応答は転倒と関連が深いと考えられる。

外乱負荷応答とは、躓きや滑りといった突発的な外乱刺激時に、姿勢を制御することによって転倒を防ぐ能力である。既存の外乱負荷応答の検査方法として、MPT(Manual Perturbation Test)がある⁽²⁾。Fig. 1に示すように、この検査では徒手により肩に外乱を加え、それに対する被験者の姿勢制御を3段階で点数化する。この際、外乱の負荷とその応答の検査は共に定性的に行われる。しかし、バランス検査には結果を定量的に評価ができることが求められていることから⁽³⁾、MPTを含む外乱負荷応答の検査は普及していない。そのため、外乱の負荷と応答の計測を共に定量的に実施可能なシステムを実現することで、転倒リスクの評価に有用な指標を得ることができると考えられる。

外乱負荷応答を定量的に評価する先行研究として、外乱負荷時の足圧中心軌跡の計測が行われた⁽⁴⁾。この研究では、駆動可能な床反力計によって60 mm/sと200 mm/sの外乱を荷重した際の足圧中心軌跡を計測し、結果を周波数分析することによって、年齢、外乱速度に応じて周波数特性が変化することが確認された。しかし、バランスと関連が深いと考えられる足圧分布については計測されておらず、転倒リスクと関連のあるパラメータについても検討が行われていないことから、外乱負荷応答の定量化としては不十分であると考ええる。

そこで本研究では、外乱負荷応答時の足圧分布から転倒リスク評価のための指標を得ることを目指す。そのために、足圧分布を計測可能な靴型デバイスと、外乱を定量的に負荷す

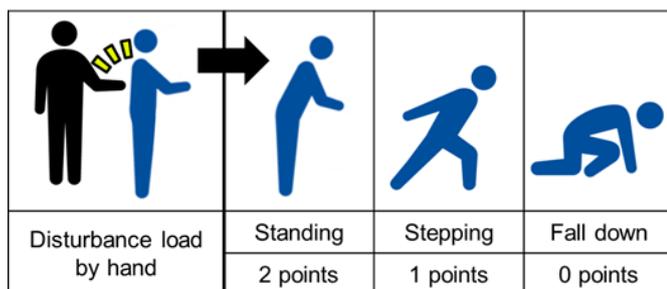


Fig. 1 Concept of MPT

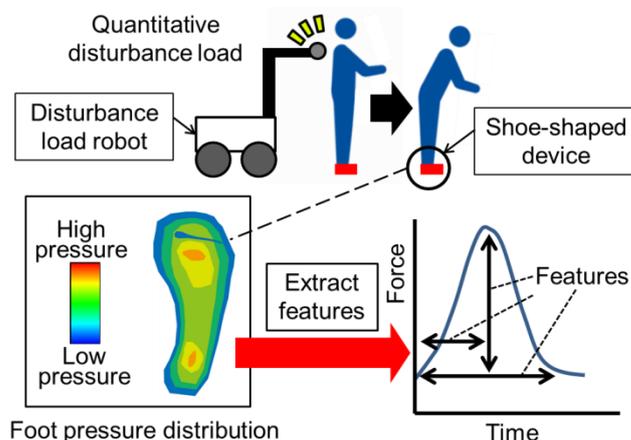


Fig. 2 Concept of measurement system for disturbance load response

るためのロボットを試作することで、外乱負荷応答の計測システムを構築する。そして、外乱負荷応答を定量的に評価するための特徴量を足圧分布から抽出し、それが転倒リスク評価に有用であることを検証する。

2 システムの設計・試作

2.1 計測システムの概要

外乱負荷応答の計測システムの概要を Fig. 2 に示す。計測システムは、外乱負荷ロボットと靴型デバイスで構成される。外乱負荷ロボットを任意の速度で前進させることで、被験者に定量的な外乱を負荷し、被験者に発生する外乱負荷応答時の足圧分布を、靴型デバイスによって計測する。そして計測された足圧分布のうち、任意の点に着目することで、局所的な圧力の時系列データを得ることができる。

2.2 靴型デバイスの設計と試作

足圧分布を計測するための靴型デバイスを Fig. 3 に示す。試作したデバイスは、靴外部に設置された増幅基板・信号処理基板と、靴内部に設置されたインソール型センサによって構成される。各基板は3Dプリンタによって試作したカバーに挿入し、マジックテープによって靴に固定する。靴内部のインソール型センサは、インソールの5箇所にかセンサを配置することで足圧分布を計測する。力センサにはタッチエンス(株)のショックチップTS(φ8 mm,厚さ1.3 mm)を使用した。また、外乱時の足圧分布を計測するために適切な力センサ配置を決定するため、圧力に応じて色が変化するシート(プレスケール: 5LW)によって、外乱時と直立時の足圧分布の傾向を確認した。Fig. 4に示すように、踵、立方骨、中足骨、拇指の付け根、拇指の5箇所シートの色変化を確認したため、センサの配置箇所とした。試作したインソール型センサを Fig. 5 に示し、各力センサの配置位置を Table 1 に示す。

2.3 外乱負荷ロボット

外乱を定量的に負荷するためのロボットを Fig. 6 に示す。試作したロボットは移動ロボットと外乱負荷構造から構成されており、外乱負荷構造が肩に触れた状態で移動ロボットが前進することで、被験者に定量的な外乱を負荷する。移動ロボットにはヴィストン(株)のメカナムローバーを使用し、100 mm の距離を任意の速度によって前進することで外乱負荷動作を行う。外乱負荷構造は、2 本の一脚を自由雲台によって L 字に固定することで構築し、クランプ型の雲台で移動ロボットに固定する。一脚の先端が肩に触れた状態で移動ロボットが前進することで、被験者に外乱負荷が実施される。また、一脚を伸縮させることで、被験者に合わせて外乱負荷構造の全長と幅を調整することができる。

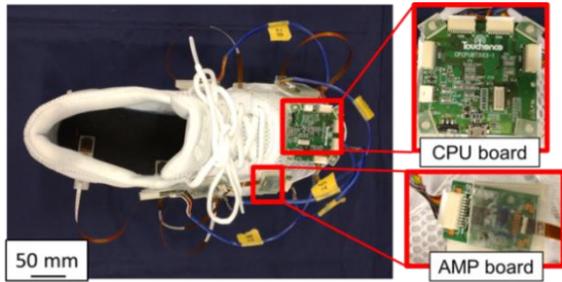


Fig. 3 Shoe-shaped device

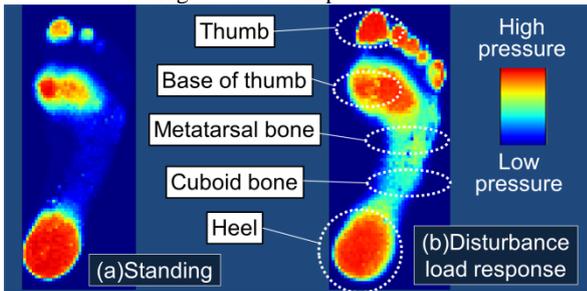


Fig. 4 Foot pressure distribution

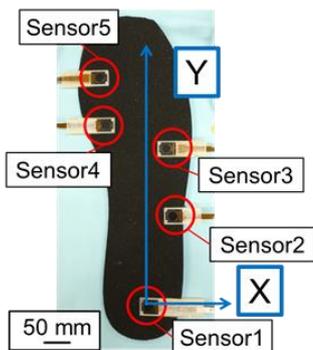


Fig. 5 Insole-shaped sensor

Table 1 Sensor placement

Sensor number	X[mm]	Y[mm]
1	0	0
2	20	70
3	15	125
4	-35	145
5	-40	160

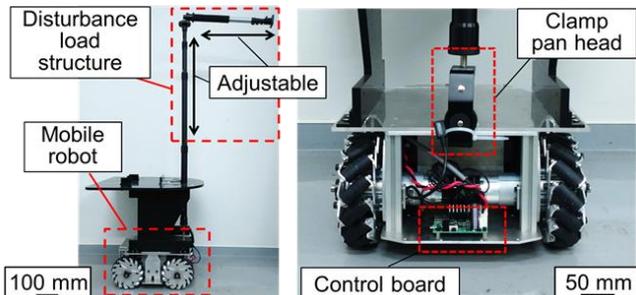


Fig. 6 Disturbance load robot

3 計測システムの評価実験

3.1 リーチ動作による靴型デバイスの足圧分布計測確認

試作した靴型デバイスで足圧分布計測が行えることを確認するため、前方リーチ動作中の足圧分布計測を行った。計測開始から 5 s 間は起立状態を維持し、その後足を固定した状態で 5 s 毎に 7 cm 手を前方に伸ばし、35 cm に到達した 30 s 時点で前傾を終了した。各センサ出力 F の計測結果を Fig. 7 に示し、5 s と 30 s におけるセンサ出力を Table 2 に示す。 F_1 , F_2 はそれぞれ -3.3 N, -1.3 N 減少し、 F_3 , F_4 , F_5 はそれぞれ 0.08 N, 12.8 N, 26.5 N 増加した。これより、拇指の付け根を計測した F_4 と、拇指を計測した F_5 の増加が顕著であることが確認できる。この傾向は、前方リーチ時の足圧分布について報告されているものと一致していることから⁵⁾、試作した靴型デバイスによって足圧分布計測が可能であることを確認した。

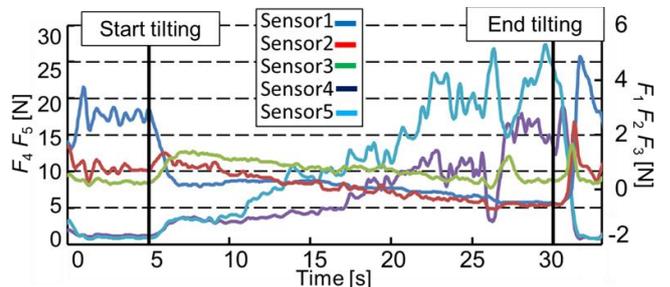


Fig. 7 Foot pressure distribution during forward reaching

Table 2 Sensor outputs

	F_1 [N]	F_2 [N]	F_3 [N]	F_4 [N]	F_5 [N]
5 s	2.8	0.72	0.20	1.16	0.84
30 s	-0.48	-0.59	0.28	13.9	27.4

3.2 速度計測による外乱負荷ロボットの評価

試作したロボットで定量的な外乱負荷が行えることを確認するため、外乱速度の計測を行った。外乱速度は 50 mm/s から 750 mm/s まで 50 mm/s 間隔で増大させた。速度の計測に関しては、移動ロボットに搭載した加速度センサから得られた出力を積分することで算出した。指定速度と計測速度を Fig. 8 に示す。結果より、指定速度が 400 mm/s 以上の場合に計測速度は 476 ± 23.2 mm/s となり、指定速度に応じた計測速度の増加は見られなかった。また、指定速度が 350 mm/s 以下である場合には、指定速度に応じて計測速度が線形に増大し、 $R = 0.998$ の強い相関が確認された。これより、350 mm/s 以下の速度で定量的な外乱負荷が行えることを確認し、以降の実験では 350 mm/s の指定速度を外乱速度の上限とした。

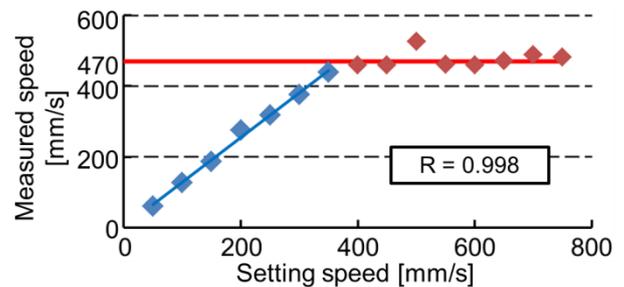


Fig. 8 Setting speed and Measured speed

4 外乱負荷応答時の足圧分布計測実験

4.1 足圧分布計測と外乱速度の決定

試作したシステムによって外乱負荷応答の計測が行えることを確認する。また、転倒リスク評価の際の外乱速度を決定する。そのために、外乱負荷応答時の足圧分布計測を行った。実験のセットアップを Fig. 9 に示す。被験者は 20 代の健康な男性 1 名、外乱速度は 50~350 mm/s までの 7 通りとし、10~20 s の間隔でランダムに発生させた。また、転倒リスクに応じた足圧分布を確認するため、異なる転倒リスクでの計測を行う。しかし、同一の被験者で転倒リスクを連続的に変化させることは困難であるため、低転倒リスクと高転倒リスクの 2 通りで計測を行った。本研究では、低転倒リスクを平常通りの起立とし、高転倒リスクを閉眼かつ暗算課題中の起立とした。計測した外乱負荷応答時の足圧分布の一部を Fig. 10 に示す。これより、外乱速度に応じて足圧分布の変動が大きく、変動時間は短くなることや、転倒リスクに応じて足圧分布の揺らぎが大きくなることなどが定性的に確認できた。また、高転倒リスクでは 250 mm/s 以上の外乱でステップングが発生し、足圧分布の波形からも足が地面から浮いて再び接地する様子を確認できた。これより、試作したシステムによって外乱負荷応答の計測ができることを確認した。転倒リスク評価の際の外乱速度に関しては、遅すぎると両バランス状態の違いに差がなくなり、速すぎるとステップングにより再現性が低下すると考えられるので 200 mm/s とした。



Fig. 9 Experimental setup of the measurement

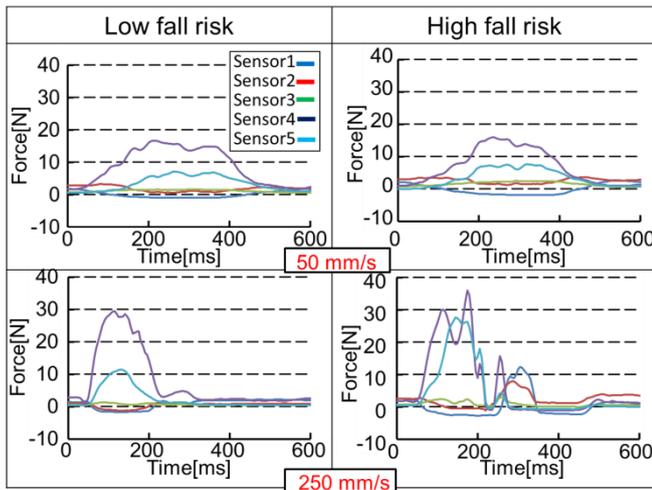


Fig. 10 Foot pressure distribution during disturbance load response

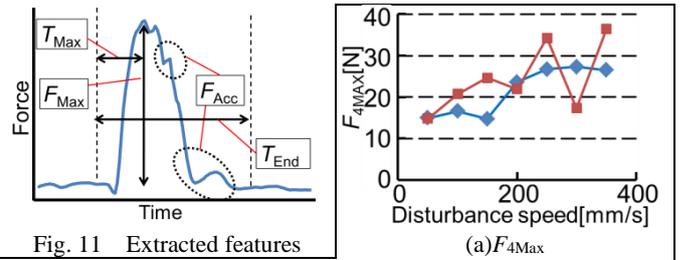


Fig. 11 Extracted features

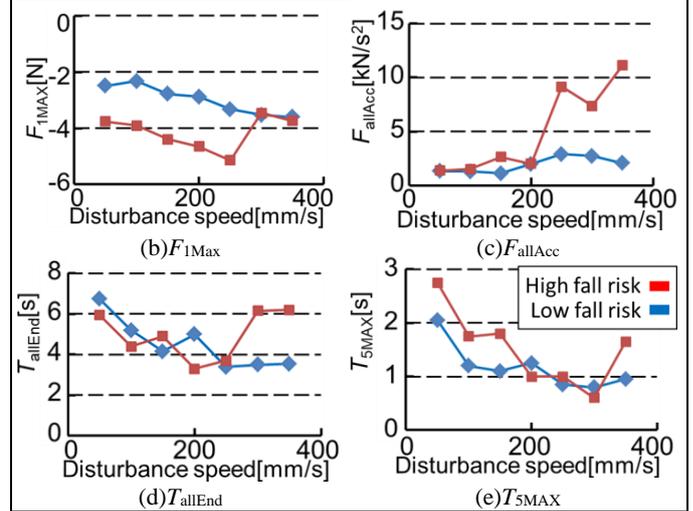


Fig. 12 Selected features

4.2 足圧分布特徴量の抽出

外乱負荷応答を定量評価するための足圧分布特徴量を決定する。そのため、計測した足圧分布から Fig. 11 に示す特徴量を抽出した。図のように、最大ピーク F_{Max} 、最大ピークの到達時間 T_{Max} 、外乱負荷応答の終了時間 T_{End} を抽出する。また、波形の揺らぎを評価するため、波形を二階微分し、絶対値をとったものの合算値 F_{Acc} も算出する。

これらの特徴量を各センサごとに抽出し、特に外乱負荷応答を定量評価するために有用と考えられるものを決定する。そのために、外乱速度に応じて単調増加または単調減少する傾向があるもの、またはステップングに対して顕著に増減が認められるものを選択した。変化の傾向とその要因が重複する場合には、特に変化が明瞭なものを有用とした。決定した特徴量と外乱速度の関係を Fig. 12 に示す。 F_{4Max} と F_{1Max} は拇指の付け根・踵を計測するセンサ 4,1 の最大ピーク値、 F_{allAcc} は全センサの F_{Acc} の合計値であり、外乱速度に応じた変化の増大が確認できる。 T_{allEnd} は全てのセンサで外乱負荷応答が終了する時間、 T_{5Max} は拇指を計測するセンサ 5 が最大ピークに達するまでの時間であり、外乱速度に応じて短縮していく様子が確認できる。これら 5 つの足圧分布特徴量が外乱負荷応答を定量評価し得るものと決定した。

F_{4Max} と F_{1Max} が増大した要因として、外乱が大きくなるほど、体の重心が踵から拇指側へと移動することが考えられる。 F_{allAcc} が増大した要因として、外乱が大きくなるほど姿勢制御が不安定になり、重心の動揺が大きくなったことが考えられる。 T_{allEnd} が短縮した要因として、外乱速度に応じて重心移動速度が速くなり、それを打ち消すために身体が発生させる運動量が大きくなることで、短時間で外乱負荷応答が完了したことが考えられる。 T_{5Max} が短縮した要因として T_{allEnd} と

同様に運動量の増大が考えられるが、こちらは身体に発生する運動量が打ち消されるまでの時間を独立して評価し得る。

4.3 足圧分布特徴量による転倒リスク評価

決定した足圧分布特徴量が転倒リスク評価に有用であることを検証する。そのため、決定した 200 mm/s の外乱速度で複数回の足圧分布計測を、低転倒リスクと高転倒リスクの 2 通りで行った。前実験で決定した 5 つの足圧分布特徴量を抽出し、各転倒リスク状態での比較を行う。外乱は 10 s から 20 s の間隔でランダムに 5 回発生させた。転倒リスクに応じて変化する特徴量を確認するため、高転倒リスク時における特徴量の平均値の増大率を算出した。Table 3 に計測結果を示す。F_{4Max} と F_{1Max} がそれぞれ 30.6 %、16.8 % 増大した要因として、転倒リスクが高いほど姿勢制御能力が低下し、より大きな重心移動が発生したことが考えられる。F_{allAcc} が 66.7 % 増大した要因として、姿勢制御能力が低下したことによる外乱負荷応答時の重心動揺の増大が考えられる。T_{allEnd} が 7.8 % 増大した要因として、姿勢制御能力が低下したことによって身体が安定状態に戻るまでの時間が延長したことが考えられる。T_{5Max} は 2.2 % 減少したものの、p 値は 0.91 となり差はほぼ見られなかったことから、外乱速度によって変化する特徴量が必ずしも転倒リスクによって変化しないことを示唆している。

Table 3 Features of foot pressure distribution

	Low fall risk	High fall risk	Increase rate[%]	P-value
F _{4Max} [N]	16.4±3.3	21.5±2.6	30.6	0.031
F _{1Max} [N]	-3.66±0.16	-4.28±0.26	16.8	0.0032
F _{allAcc} [N/s ²]	161±30.1	269±73.3	66.7	0.027
T _{allEnd} [s]	3.07±0.28	3.31±0.53	7.8	0.41
T _{5Max} [s]	0.89±0.33	0.87±0.13	-2.2	0.91

4.4 複数人での計測による転倒リスク評価の有用性検証

決定した足圧分布特徴量が転倒リスク評価に有用であることを検証するために、4.3 の実験を含め 3 名の被験者で同条件の実験を行った。それぞれの被験者で高転倒リスク時の特徴量の増大率について平均値を算出し、ばらつきを確認するために変動係数を算出した結果を Table 4 に示す。これより、F_{1Max}、T_{5Max} 以外の特徴量が全ての被験者で増加する傾向を確認できた。それらの特徴量の中でも、最も高い増加率を示したのは F_{allAcc} であり、その増加率は平均で 46.6 % であった。変動係数について最も低いばらつきを示したのも F_{allAcc} であり、その値は 0.42 であった。これより、決定した特徴量の中でも F_{allAcc} が特に転倒リスク指標として有用であると考えられる。F_{allAcc} が最も高い増加率と、最も低い変動係数を示した要因として、F_{allAcc} は抽出した他の特徴量に比べ、姿勢制御方法の影響を受けにくい特徴量である可能性が考えられる。姿勢制御の方法を大別すると、足関節を優位に働かせるものと、股関節を優位に働かせるものがある。踵に加わる力のピークを示す F_{1Max} に着目すると、被験者 C での

み -15.1 % の減少が確認され、高転倒リスク時には股関節を優位に働かせていたことが推測される。そのような場合であっても F_{allAcc} は増大していることから、重心の移動量とは独立して動揺を評価できると考えられ、異なる姿勢制御が実施された場合でも転倒リスク指標として利用可能な特徴量であることが示唆される。

Table 4 Features increase rate

Increase Rate [%]	F _{4Max}	F _{1Max}	F _{allAcc}	T _{allEnd}	T _{5Max}
Subject A	30.6	16.8	66.7	7.8	-2.2
Subject B	23.7	58.3	45.7	33.6	11.5
Subject C	6.0	-15.1	27.5	25.5	-31.8
Mean[%]	20.1	19.9	46.6	22.3	-7.5
Coefficient of variation	0.63	1.84	0.42	0.59	-2.93

5 結論

本研究では、外乱負荷応答時の足圧分布から転倒リスク評価のための指標を得ることを目的とし、外乱負荷応答を定量評価するための計測システムを構築した。構築したシステムで外乱負荷応答時の足圧分布が計測できることを確認し、転倒リスク評価のための外乱速度を 200 mm/s と決定した。計測した足圧分布から複数の特徴量を抽出し、特に外乱負荷応答を定量評価し得るものとして 5 つを決定した。決定した特徴量が転倒リスク評価に有用であるかを検証するため、3 名の被験者での足圧分布計測を、低転倒リスクと高転倒リスクの 2 通りで行い、高転倒リスク時における特徴量の平均値の増大率を算出した。抽出した特徴量の中でも、F_{allAcc} は 46.6 % と最も大きい増大率を示し、変動係数においても 0.42 と最も小さい値を示したことから、転倒リスク指標として有用である可能性が示唆された。以上より、外乱負荷応答時の足圧分布特徴量が転倒リスク評価指標として有用である可能性を示した。

参考文献

- (1) 大高洋平, 高齢者の転倒予防の現状と課題, 日本転倒予防学会誌, **1** (2015) pp. 11-20.
- (2) 島田裕之, 内山靖, 原田和宏, 大淵修一, Stephen, L., 鈴木隆雄, 姿勢バランス機能の因子構造: 臨床的バランス機能検査による検討, 理学療法学, **33-5** (2006) pp. 283-288.
- (3) 望月久, 金子誠喜, 臨床的バランス能力評価指標に関するアンケート調査報告, 理学療法学, **24-2** (2009) pp. 205-213.
- (4) 山本敏泰, 浅野裕, 村椿良司, 朴谷修, 立位外乱時の動的姿勢制御特性について, バイオメカニズム, **11** (1992) pp. 11-20.
- (5) 津田章代, 望月智行, 小西智也, 泉達弥, 萬井太規, 山本敬三, Shih-fen, H., 浅賀忠義, 片麻痺患者のリーチ動作における足圧中心の移動範囲と足圧分布の特性について, 理学療法科学, **30-4** (2015) pp. 635-640.