

## 原 著

# 転倒経験者と非転倒経験者を判別するための最適な歩行特徴の特定～足部クリアランス測定部位の違いと遊脚期の最大・最小クリアランスに着目して～

稲井 卓真<sup>1)</sup> 小林 吉之<sup>2)</sup> 中嶋 香奈子<sup>2)</sup> 沓澤 岳<sup>2)</sup>  
 工藤 将馬<sup>2)</sup> 二瓶 史行<sup>3)</sup> 中原 謙太郎<sup>3)</sup> 黄 晨暉<sup>3)</sup>  
 藤田 浩二<sup>4)</sup> 山本 皓子<sup>5)</sup>

- 1) 産業技術総合研究所健康医工学研究部門くらし工学研究グループ  
 2) 産業技術総合研究所人間拡張研究センター運動機能拡張研究チーム  
 3) 日本電気株式会社バイオメトリクス研究所  
 4) 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科運動器機能形態学  
 5) 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科整形外科学

## 要 旨

**【目的】** 本研究の目的は、つまずきによる転倒に関連するクリアランスに着目し、「足部クリアランス測定部位の違い」と「遊脚期の最大・最小クリアランス」に関する、転倒経験者の歩行特徴を特定することである。

**【方法】** 本研究は、地域在住高齢者の非転倒経験者 26 名（非転倒群, 69.4 ± 3.2 歳, 女性 13 名）と転倒経験者 23 名（転倒群, 67.7 ± 2.6 歳, 女性 12 名）を対象とした。三次元動作解析装置・床反力計を用いて、遊脚期の最大クリアランスと最小クリアランスを計測した。本研究では、足部クリアランス測定部位の条件として、踵のマーカから第 3 中足骨頭のマーカまでの直線上の 11 点を設定した。Cohen's d を用いて効果量を計算した。

**【結果】** すべての足部クリアランス測定部位の条件で、非転倒群と比べて転倒群の最大クリアランスは有意に小さかった。ほぼすべての足部クリアランス測定部位の条件で、非転倒群と比べて転倒群の最小クリアランスは有意に小さかった。最小クリアランスよりも、最大クリアランスの効果量は大きかった（最大クリアランス：0.68-0.84 [中大], 最小クリアランス：0.53-0.54 [中]）。踵側よりも、つま先側の最大クリアランスの効果量は大きかった（踵：0.68 [中], つま先：0.84 [大]）。

**【結論】** 本研究では、つまずきによる転倒に関連するクリアランスに着目して、転倒経験者の歩行特徴を特定した。結論として、クリアランスを用いて転倒リスクを高い精度で評価するためには、「つま先」の「最大」クリアランスをみるのが適切である可能性が示された。

**キーワード** 歩行 転倒 遊脚期 クリアランス

## I 緒言

転倒は大腿骨頸部骨折や橈骨遠位端骨折の発生要因<sup>1) 2)</sup>であり、これらの骨折は動作能力の低下を引き起

こすため<sup>3) 4)</sup>、転倒リスクが高い者を早期に発見して転倒を予防することは重要である。先行研究によれば、転倒のひとつの原因として「つまずき」があると報告さ

連絡先：産業技術総合研究所健康医工学研究部門くらし工学研究グループ 稲井卓真

〒761-0301 香川県高松市林町 2217 番地 14

Tel : 087-869-3511 Fax : 087-869-3554 E-mail : takuma.inai@aist.go.jp

受付日 : 2022. 6. 9 受理日 : 2022. 8. 4

れており<sup>5)</sup>、つまずきは遊脚期につま先と地面が接触する現象である。そのため、転倒経験者と非転倒経験者の「足部のクリアランス（遊脚期につま先と地面との垂直距離）」に着目し、その違いを理解することは転倒リスクが高い高齢者を特定するために重要だと考えられる。

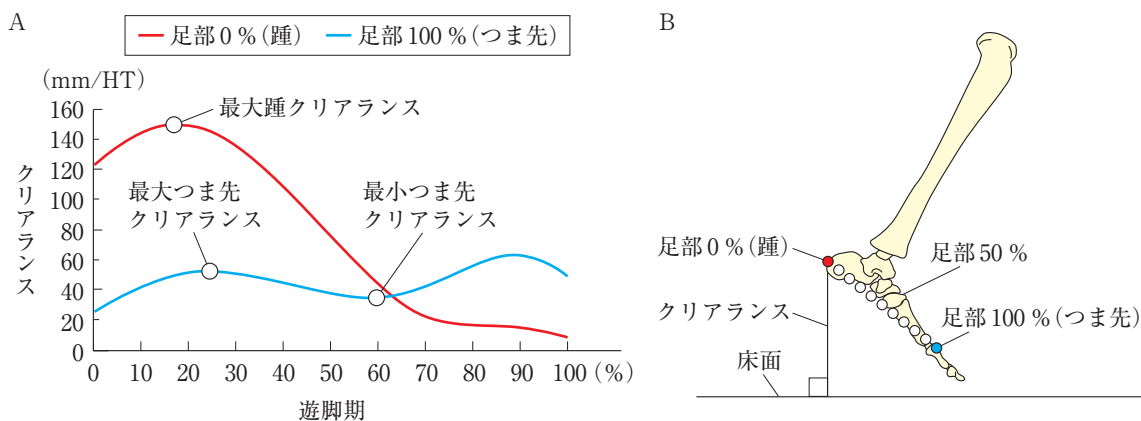
多くの先行研究<sup>6) 7)</sup>は、遊脚期につま先と地面との距離が最小となる値（最小つま先クリアランス、図1Aの青線を参照）に着目し、転倒経験者と非転倒経験者の最小つま先クリアランスに関する知見をすでに報告している。しかしながら、転倒リスクが高い者の歩行特徴を特定し、転倒リスクを評価することが最終的な狙いであれば、必ずしも「最小」「つま先」クリアランスに固執する必要はないとわれわれは考える。この点を踏まえ、先行研究にはふたつの課題がある。

ひとつめの課題として、これらの先行研究は遊脚中期のフェーズにみられる「最小」つま先クリアランスにしか着目していない。歩行中の転倒経験者と非転倒経験者の関節角度を比較したふたつの先行研究<sup>8) 9)</sup>によれば、（遊脚中期ではなく）遊脚前期において、非転倒経験者と比べて転倒経験者の膝関節屈曲角度が小さいと報告されている。さらに、Winterら<sup>10)</sup>は遊脚期の膝関節屈曲角度の減少はつま先クリアランスを減少させる要因だと報告している。また、遊脚期につま先クリアランスの時系列波形を分析した先行研究は、転倒経験者と非転倒経験者のつま先クリアランスを比較した結果、（遊脚中期よりも）遊脚前期でより顕著な違いがみられている<sup>11)</sup>。これらの複数の知見<sup>8)-11)</sup>を踏まえると、遊脚中期にみられる最小つま先クリアランスよりも、遊脚前期にみられる最大つま先クリアランス（図1Aの青線を参照）の方が転倒経験者と非転倒経験者の間に大きな実質的な差（効果量）がある可能性がある。したがって、転倒経験

者と非転倒経験者の最大・最小つま先クリアランスそれぞれの実質的な差を検討して比較することで、つまずきやすい高齢者をより高い精度で特定するために必要な知見が得られる可能性がある。

ふたつめの課題として、転倒経験者と非転倒経験を対象として遊脚期のクリアランスを分析した研究はすべて「つま先」のクリアランスにしか着目していない<sup>6) 7)</sup>。つま先クリアランスと踵クリアランスの軌跡は異なることが報告されており<sup>12)</sup>（図1Aを参照）、足部クリアランス測定部位の違いは最大・最小クリアランスに影響を与える可能性がある。この知見は、慣性計測装置などの簡易センサを足部や靴に装着して遊脚期のクリアランスから転倒リスクを評価する際に考えられる、「足部のどの部位のクリアランスをみることで、転倒リスクが高い高齢者をより高い精度で特定できるか」といった疑問を解決するために役立つ可能性がある。したがって、足部クリアランス測定部位と最大・最小クリアランスの実質的な差の関係を明らかにすることは重要だと考えられる。

そこで本研究の目的は、転倒経験者と非転倒経験を判別するための最適な歩行特徴を特定するために、転倒経験者と非転倒経験者の遊脚期における（1）足部の最大クリアランスの効果量と最小クリアランスの効果量のどちらが大きいのか、および（2）足部のどの部位の最大・最小クリアランスの効果量が最も大きいのかについて検討し、明らかにすることとした。（1）に関して、足部クリアランス測定部位に関わらず、最小クリアランスの効果量よりも最大クリアランスの効果量の方が大きいと仮説を立てた。（2）に関して、足部クリアランス測定部位が（つま先側や踵側に）変化したとしても、効果量に大きな違いはないと仮説を立てた。



A：赤線は踵クリアランスの波形、青線はつま先クリアランスの波形を示した。  
B：踵からつま先までの距離を10等分し、11ポイントを足部クリアランス測定部位とした。

図1 クリアランス波形の典型例と足部クリアランス測定部位

## II 方法

### 1. 対象

本研究では、産業技術総合研究所（以下産総研）の歩行データベースに登録された65歳以上の高齢者49名を対象とした（非転倒群26名、転倒群23名）。表1に、各群の人口統計学パラメータ（性別、年齢、身長、体重）を示す。各対象者の包含基準は、(1)歩行補助具を用いず独歩可能であること、(2)身体に痛みがないこと、(3)整形外科疾患・神経疾患がないこと、(4)自宅からひとりで実験場所（産総研の臨海副都心センター）まで来ることが可能な者とした。各対象者に過去1年間の転倒経験の有無および回数を口頭で確認した。転倒回数が0回の者を非転倒群、転倒回数が2回以上の者を転倒群とした。本研究における転倒の定義は「意思とは関係なく、膝または上部の身体部位が地面またはそれよりも低い場所に接触する現象」とした。転倒群の各対象者の複数回すべての転倒発生機転（つまずき、スリップなど）を具体的に聴取しなかった。

対象者数の設定に関して、事前の検定力分析で効果量dが0.8（大）、検定力が0.8、有意水準が5%の場合の

各群の適切な対象者数が26名であることをR言語で確認した。対象者のサンプリング方法に関して、産総研の歩行データベースにおいて2回以上転倒した65歳以上の高齢者は23名（男性11名、女性12名）しかいなかったため、今回これらすべての者を転倒群に含めた。転倒群の男女比がほぼ同一（男女比は0.48:0.52）であったことを踏まえ、産総研の歩行データベースに登録されている転倒経験がない65歳以上の高齢者67名（男性37名、女性30名）から、男女比が1:1という仮定のもとで26名を無作為に抽出し、非転倒群とした。具体的には、男性37名のうち13名、女性30名のうち13名をそれぞれ無作為に抽出した。本研究で用いたデータを計測する際のプロトコルは産総研の人間工学実験委員会により承認されており（承認番号：2010-79A）、実験前に実験者は対象者からインフォームドコンセントを得た。

### 2. 歩行計測

本研究では、三次元動作解析装置（Vicon Nexus, Vicon）と床反力計（BP400600-2000 PT, AMTI）を用いた。三次元動作解析装置は200 Hz、床反力計は1000 Hzのサンプリング周波数とした。対象者は半袖と

表1 各群の人口統計学パラメータと歩行パラメータ

	非転倒群 (n=26, 女性13名)		転倒群 (n=23, 女性12名)		p値	効果量
	平均	(標準偏差)	平均	(標準偏差)		
<b>人口統計学パラメータ</b>						
年齢 (歳)	69.4	(3.2)	67.7	(2.6)	<b>0.042</b>	0.57
身長 (m)	1.60	(0.08)	1.59	(0.07)	0.831	0.06
体重 (kg)	60.6	(9.1)	60.7	(9.6)	0.978	0.01
<b>歩行パラメータ</b>						
平均						
歩行速度 (m/(s・HT))	0.84	(0.11)	0.83	(0.13)	0.893	0.04
ケイデンス (steps/min)	120.8	(8.8)	122.5	(10.6)	0.533	0.18
歩幅 (m/HT)	0.39	(0.03)	0.38	(0.04)	0.331	0.28
歩隔 (m/HT)	0.05	(0.02)	0.05	(0.01)	0.803	0.07
1 ストライド時間 (s)	1.00	(0.07)	0.99	(0.09)	0.606	0.15
立脚時間 (s)	0.58	(0.06)	0.58	(0.06)	0.641	0.06
遊脚時間 (s)	0.42	(0.06)	0.41	(0.03)	0.254	0.32
立脚期比 (%)	57.9	(5.0)	58.9	(1.4)	0.713	0.26
<b>変動</b>						
歩行速度 (m/(s・HT))	0.02	(0.01)	0.02	(0.01)	0.355	0.06
ケイデンス (steps/min)	2.0	(0.8)	2.0	(0.8)	0.804	0.06
歩幅 (m/HT)	0.01	(0.00)	0.01	(0.00)	0.602	0.15
歩隔 (m/HT)	0.01	(0.00)	0.01	(0.00)	0.990	0.00
1 ストライド時間 (s)	0.02	(0.01)	0.02	(0.01)	0.627	0.05
立脚時間 (s)	0.03	(0.07)	0.01	(0.01)	0.599	0.27
遊脚時間 (s)	0.02	(0.07)	0.01	(0.00)	0.655	0.29
立脚期比 (%)	2.2	(6.6)	0.8	(0.3)	0.819	0.28

群間で有意差がみられたp値は太字とした。転倒回数が0回の者を非転倒群、転倒回数が2回以上の者を転倒群とした。HT:身長(m)

半ズボンのタイツを着た。実験者はHelen Hayes マーカーセットを基準とした計57点のランドマークに赤外線マーカーを貼付した。実験者は、対象者に10m程度の歩行路を裸足かつ普段通りの速度で歩くように指示した。各対象者は必要に応じて休憩を取り、左右それぞれ5歩行周期のデータが得られるまで歩行課題を実施した。なお、加速期・減速期の影響を排除するために、10m程度の歩行路のおよそ中間地点で計測された1歩行周期または2歩行周期のデータのみを解析対象とした。

### 3. 解析処理

成功試行から得られたすべての生データに対して、4次のローパスバターワースフィルターを適用した(マーカー座標に対するカットオフ周波数:10 Hz, 床反力に対するカットオフ周波数:56 Hz)。床反力垂直成分を元に、つま先離地から同側下肢の踵接地までの区間を遊脚期とし、遊脚期が101ポイントとなるようにマーカー座標のデータを時間正規化した。

本研究の遊脚期におけるクリアランスは、床面から足部クリアランス測定部位までの垂直距離と定義した<sup>13)</sup>(図1B)。本研究では、図1Bに示すように11点のクリアランス測定部位を作成した。具体的には、踵のマーカー位置を「足部0%」、第3中足骨頭のマーカー位置を「足部100%」とし、踵からつま先までの線分を10等分することで11点のクリアランス測定部位を作成した(図1B)。

先行研究<sup>13)</sup>によれば、最大つま先クリアランスは約30%、最小つま先クリアランスは60%、遊脚後期にみられるふたつめの最大つま先クリアランスは90%で生じていたため、最大クリアランスは遊脚期0-60%の範囲内での最大値、最小クリアランスは遊脚期30-90%の範囲内での最小値とした。得られたクリアランス(単位:mm)を身長(単位:m)で正規化した。なお、各範囲内において、上に凸の最大値、あるいは下に凸の最小値を抽出できなかった試行については解析から除外した。最大・最小クリアランスの抽出の可否に基づき、それぞれの足部クリアランス測定部位(11ポイント)における最大・最小クリアランスの抽出率を計算した。

各群のクリアランスの違いを理解するために、最大・最小クリアランスの各タイミングと、各タイミングにおける矢状面上の骨盤・股・膝・足関節角度も計算した。また、各対象者の歩行特徴を理解するために、歩行速度、ケイデンス、歩幅、歩隔、1ストライド時間、立脚時間、遊脚時間、立脚期比といった歩行パラメータの対象者内の平均値と標準偏差も計算した。

### 4. 統計処理

人口統計学パラメータ(年齢、身長、体重)、クリアランスパラメータ(最大クリアランス、最小クリアランス、各クリアランスのタイミング、各クリアランスにおける矢状面上の骨盤・股・膝・足関節角度)、歩行パラメータ(歩行速度、ケイデンス、歩幅、歩隔、1ストライド時間、立脚時間、遊脚時間、立脚期比の平均値と標準偏差)のすべての変数に対して、正規性および分散性を確認した。なお、正規性の確認のためにはシャピロ・ウィルク検定、分散性の確認のためにはF検定を使用した。正規性と分散性の結果に応じて、スチューデントのt検定、ウェルチのt検定、ウィルコクソンの順位和検定(マンホイットニ検定)を使用し、各変数の群間の差の有意性を検証した。有意水準は0.05とした。また、先行研究に基づきCohen's dを計算した<sup>14)</sup>。効果量の基準は、0.2-0.5は効果量が小、0.5-0.8は効果量が中、0.8以上は効果量が中とした<sup>14)</sup>。

本研究結果の考察を深めるために、重回帰分析も実施し、各クリアランスに与える要因の貢献度も検討した。具体的には、最大または最小クリアランスを従属変数とし、股関節屈曲角度・膝関節屈曲角度・足関節背屈角度を説明変数とした。なお、説明変数に骨盤前傾角度も含めて重回帰分析を実施した際、多重共線性を確認するための分散拡大要因(VIF)が10以上だったため、骨盤前傾角度を除外し、股・膝・足関節角度のみを説明変数とした。R言語を用いてすべての統計処理を実施した。

## III 結果

表1に、各群の人口統計学パラメータと歩行パラメータの結果を示す。群間で年齢のみ有意差があり、非転倒群と比べて転倒群の年齢は有意に低かった。その他の人口統計学パラメータと歩行パラメータに関して、有意差はみられなかった。

表2に、各クリアランス測定部位における最大・最小クリアランスの抽出率の結果を示す。すべてのクリアランス測定部位で最大クリアランスの抽出率は100%であった。足部0%から足部50%の測定部位では、最小クリアランスを抽出できない試行があった。しかしながら、足部60%から足部100%までの測定部位では、抽出率は100%であった。

表3に、各群の最大・最小クリアランス・タイミング、骨盤・股・膝・足関節角度の結果を示す。足部クリアランス測定部位に関わらず、最大クリアランスの効果量(0.68-0.84[中-大])は、最小クリアランスの効果量(0.53-0.54[中])よりも大きかった。さらに、最大クリ



表2 各クリアランス測定部位における最大・最小クリアランスの抽出率の結果 (単位: %)

	最大クリアランス		最小クリアランス	
	平均	(標準偏差)	平均	(標準偏差)
足部0%	100.0	(0.0)	13.5	(22.5)
足部10%	100.0	(0.0)	37.3	(39.4)
足部20%	100.0	(0.0)	62.2	(40.3)
足部30%	100.0	(0.0)	81.2	(30.3)
足部40%	100.0	(0.0)	94.5	(12.9)
足部50%	100.0	(0.0)	98.6	(5.0)
足部60%	100.0	(0.0)	100.0	(0.0)
足部70%	100.0	(0.0)	100.0	(0.0)
足部80%	100.0	(0.0)	100.0	(0.0)
足部90%	100.0	(0.0)	100.0	(0.0)
足部100%	100.0	(0.0)	100.0	(0.0)

注: 本研究の全試行 (490 試行) のうち 49 試行でクリアランスを抽出できた場合, 平均に10%と記載した。

表3 各群のクリアランスとそのタイミング, 骨盤・股・膝・足関節角度の結果

	最大クリアランス						最小クリアランス							
	非転倒群		転倒群		$\rho$ 値	$t$ 値	効果量	非転倒群		転倒群		$\rho$ 値	$t$ 値	効果量
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)				平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)					
クリアランス値 (mm/HT)														
足部0%	152.6 (9.3)	147.0 (6.5)	<b>0.021</b>	2.38	0.68	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	103.0 (7.6)	97.7 (5.5)	<b>0.008</b>	430a	0.79	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	55.1 (6.8)	50.0 (5.1)	<b>0.004</b>	442a	0.84	34.5 (3.5)	32.5 (4.1)	<b>0.069</b>	1.86	0.53	-	-	-	
タイミング (%)														
足部0%	17.7 (2.3)	17.9 (1.9)	0.768	-0.30	0.08	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	20.2 (2.3)	20.3 (2.0)	0.923	-0.10	0.03	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	24.5 (2.3)	25.1 (2.9)	0.454	-0.76	0.22	60.6 (4.0)	60.5 (3.4)	0.931	0.09	0.02	-	-	-	
骨盤前傾角度 (度)														
足部0%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.130	1.54	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	11.0 (5.6)	8.2 (6.7)	0.127	1.55	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	11.0 (5.7)	8.3 (6.7)	0.130	1.54	0.44	11.6 (5.5)	8.9 (6.9)	0.122	1.57	0.45	-	-	-	
股関節屈曲角度 (度)														
足部0%	16.6 (7.1)	11.2 (8.2)	<b>0.018</b>	2.46	0.70	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	18.9 (7.1)	13.3 (8.3)	<b>0.014</b>	2.54	0.73	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	22.5 (6.9)	17.3 (8.1)	<b>0.020</b>	2.41	0.69	42.4 (6.3)	36.9 (8.1)	<b>0.011</b>	2.66	0.76	-	-	-	
膝関節屈曲角度 (度)														
足部0%	63.0 (3.9)	59.6 (3.2)	<b>0.002</b>	3.28	0.94	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	64.7 (3.7)	61.2 (3.1)	<b>0.001</b>	3.51	1.00	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	66.5 (3.5)	63.2 (3.0)	<b>0.001</b>	3.50	1.00	44.5 (4.2)	43.4 (2.5)	0.236	359a	0.31	-	-	-	
足関節背屈角度 (度)														
足部0%	-13.2 (5.6)	-12.6 (4.6)	0.730	-0.35	0.10	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部50%	-11.1 (5.4)	-10.9 (4.4)	0.893	-0.14	0.04	-	-	-	-	-	-	-	-	
足部100%	-7.9 (5.5)	-7.6 (4.6)	0.849	-0.19	0.05	4.9 (4.0)	5.7 (2.9)	0.472	-0.72	0.21	-	-	-	

群間で有意差がみられた  $\rho$  値は太字とした。a: ウィルコクソン順位和検定により W 値を示した。HT: 身長 (m)

アランスに関して, クリアランス測定部位が足部 100% (つま先) のときの効果量は, 足部 0% (踵) のときの効果量よりも大きかった (踵: 0.68 [中], つま先: 0.84 [大])。本論文内の表 3 には足部 0%, 50%, 100% 条件の結果のみ示した (すべてのデータに関しては, 付録を参照されたい)。

表 4 に, 各クリアランスを従属変数とした重回帰分析の結果を示す。最大クリアランスに関して, 足部クリアランス測定部位に関わらず, 膝関節屈曲角度の  $t$  値の絶

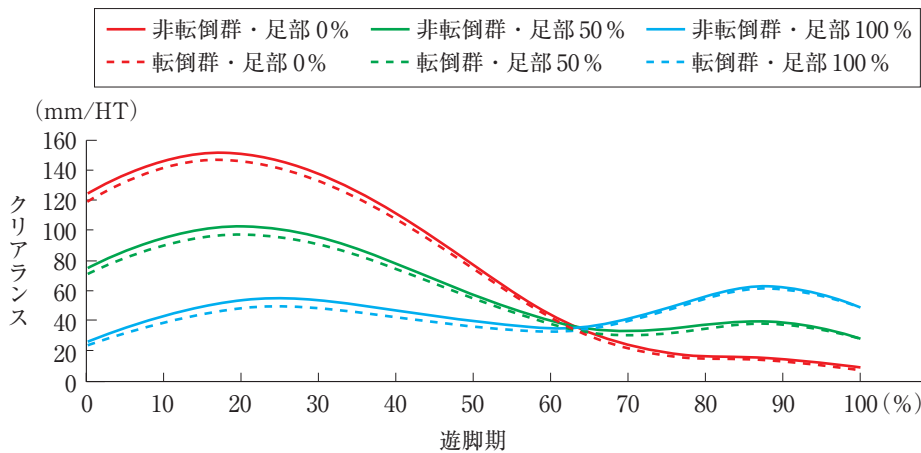
対値は股・足関節角度よりも大きかった。最小クリアランスに関しても, 足部クリアランス測定部位に関わらず, 膝関節屈曲角度の  $t$  値の絶対値は股・足関節角度よりも大きかった。すべての重回帰モデルから得られた VIF の範囲は 1.00-1.30 であった。本論文内の表 4 には足部 0%, 50%, 100% 条件の結果のみ示した (すべてのデータに関しては, 付録を参照されたい)。

図 2 に, 各群の足部 0%・50%・100% におけるクリアランスの平均波形を示す。図の視認性を高めるために

表 4 最大または最小クリアランスを従属変数とした重回帰分析の結果

	股関節屈曲角度			膝関節屈曲角度			足関節背屈角度			重回帰モデル	
	$\beta$	t値	$\rho$ 値	$\beta$	t値	$\rho$ 値	$\beta$	t値	$\rho$ 値	R <sup>2</sup>	$\rho$ 値
<b>最大クリアランス</b>											
足部0%	-0.4	-3.5	<b>0.001</b>	0.8	8.0	<b>0.000</b>	-0.2	-2.5	<b>0.016</b>	0.60	<b>0.000</b>
足部50%	-0.3	-2.7	<b>0.010</b>	0.8	7.4	<b>0.000</b>	-0.1	-1.2	0.234	0.53	<b>0.000</b>
足部100%	-0.3	-1.9	0.059	0.7	5.6	<b>0.000</b>	0.0	-0.2	0.835	0.38	<b>0.000</b>
<b>最小クリアランス</b>											
足部0%	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部100%	0.0	-0.2	0.869	0.3	1.8	0.080	0.1	0.3	0.734	0.01	0.352

$\beta$ : 標準偏回帰係数 R<sup>2</sup>: 自由度調整済み決定係数



足部100% (つま先) から足部0% (踵) に変化することで遊脚前期の最大クリアランスが大きくなり、二峰性から一峰性の波形に変化した。

図2 各群の足部0%, 50%, 100%のクリアランス平均波形

足部0%・50%・100%の波形のみプロットした。足部100% (つま先) のクリアランスは二峰性の波形であった。足部クリアランス測定部位が足部100% (つま先) から足部0% (踵) に変化することで遊脚前期の最大クリアランスが大きくなり、一峰性の波形に変化した。

IV 考察

1. 主たる知見

本研究では、転倒経験者と非転倒経験者を判別するための最適な歩行特徴を特定するために、転倒群と非転倒群の遊脚期における (1) 足部の最大クリアランスの効果量と最小クリアランスの効果量のどちらが大きいのか、および (2) 足部のどの部位の最大・最小クリアランスの効果量が最も大きいのかについて検討し、明らかにした。その結果、本研究の主たる知見はふたつあり、①足部クリアランス測定部位に関わらず、最大クリアランスの効果量 (0.68-0.84 [中-大]) は、最小クリアランスの効果量 (0.53-0.54 [中]) よりも大きかった。そして、②最大クリアランスに関して、クリアランス測定部位が足部100% (つま先) のときの効果量は、足部

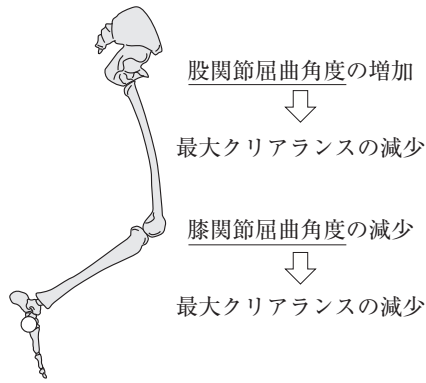
0% (踵) のときの効果量よりも大きかった (踵: 0.68 [中], つま先: 0.84 [大])。したがって、クリアランスの観点から転倒リスクが高い高齢者をより高い精度で特定するためには、「つま先」の「最大」クリアランスに着目することが重要だと考えられる。

2. 最大クリアランスと最小クリアランス

上記①の知見について考察するために、本研究の結果 (表3) をもとに最大クリアランスが抽出された瞬間の姿勢 (足部60%条件) を図3Aに示す。表3より、最大クリアランスの姿勢 (図3A) において、非転倒群と比べて転倒群の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度は有意に減少していたことが明らかになった。また、表4より、最大クリアランスの姿勢 (図3A) において、股関節屈曲角度の増加と膝関節屈曲角度の減少により (ほぼすべての足部クリアランス測定部位の条件で)、最大クリアランスが減少することが明らかになった。これらのことから、非転倒群と比べて転倒群の最大クリアランスが小さかったという結果は、主に転倒群の「膝関節屈曲角度の減少」によるものだと言える。

本研究の結果 (表3) をもとに最小クリアランスが抽

A 最大クリアランス時の姿勢



B 最小クリアランス時の姿勢

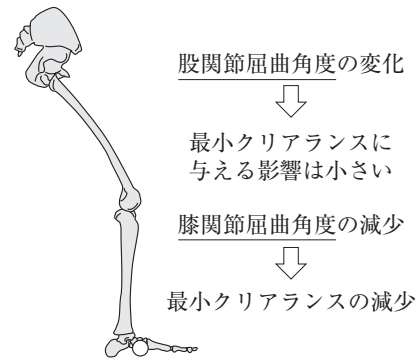


表3の結果から、最大・最小クリアランス時における骨盤・下肢関節角度を再現した各姿勢を示した（足部60%条件）。足部クリアランス測定部位（足部60%の位置とする）を白丸で示した。

図3 最大・最小クリアランス時の骨盤・下肢の姿勢

出された瞬間の姿勢（足部60%条件）を図3Bに示す。表3より、最小クリアランスの姿勢（図3B）において、非転倒群と比べて転倒群の股関節屈曲角度は有意に減少し、膝関節屈曲角度は一部の条件で減少していた（足部60%条件で有意な減少、70%・80%条件で減少傾向）。また、表4より、最小クリアランスの姿勢（図3B）において、膝関節屈曲角度の減少により（ほぼすべての足部クリアランス測定部位の条件で）最小クリアランスが減少することが明らかになった。なお、股関節屈曲角度の変化が最小クリアランスに与える影響は小さかった（表4）。これらのことから、非転倒群と比べて転倒群の最小クリアランスが小さかったという結果も、主に転倒群の「膝関節屈曲角度の減少」によるものと言える。

本研究では、(1) 膝関節屈曲角度の効果量は最小クリアランスがみられるタイミング（遊脚中期）よりも、最大クリアランスがみられるタイミング（遊脚前期）で大きく（表3）、これは先行研究<sup>8)9)</sup>を支持する結果であった。さらに、図3に示したように、(2) 最小クリアランスが抽出された瞬間の姿勢（図3B）に比べて、最大クリアランスが抽出された瞬間の姿勢（図3A）のときの下腿鉛直軸は地面に対して平行に近く、クリアランスに対する貢献度が高い（表4の*t*値からも裏付けされている）。したがって、これらの(1)と(2)が要因となり、最小クリアランスよりも最大クリアランスの平均値の効果量の方が大きかったと考える。

非転倒群と比べて転倒群の遊脚前期の膝関節屈曲角度が小さかったという本研究の結果（表3）の根本的な理由として、股関節屈曲筋と足関節底屈筋の筋力低下が関与している可能性がある。その根拠として、あるシミュレーション研究<sup>15)</sup>によれば遊脚期の膝関節屈曲角度の

増加には遊脚期直前の股関節屈曲筋（腸腰筋）と足関節底屈筋（腓腹筋）の作用が大きく貢献すると報告されており、さらに他の先行研究<sup>16)</sup>は非転倒群と比べて転倒群の股関節屈曲筋と足関節底屈筋の筋力が低下していたことを報告している。本研究では、対象者の股関節屈曲筋と足関節底屈筋の筋力を測定していないため、これを実証するためには各筋力の計測と遊脚期の膝関節屈曲角度の関係を検討する必要があるが、非転倒群と比べて転倒群の遊脚前期の膝関節屈曲角度が小さかったという本研究の結果（表3）のひとつの理由になり得ると考える。

### 3. 足部クリアランス測定部位の影響

ふたつめの主たる知見（最大クリアランスに関して、踵側（足部0%）の効果量よりも、つま先側（足部100%）の効果量が大きかったこと）について考察する。表3より、最大クリアランスがみられるタイミングにおいて、踵側（足部0%）からつま先側（足部100%）にかけて膝関節屈曲角度の効果量は増加していた（0.94から1.00）。効果量が0.94から1.00までの変化であり一見小さいように見えるが、表4より膝関節角度が最大クリアランス値に与える貢献度（*t*値の絶対値）は他の関節よりも明らかに大きいため、足部クリアランス測定部位の違いによる膝関節屈曲角度の効果量の変化が最大クリアランス値の効果量に影響を及ぼしたと推察する。

最大クリアランスがみられるタイミングにおいて、踵（足部0%）と比べて、つま先（足部100%）の膝関節屈曲角度の効果量が大きかった結果（表3）の理由として、「標準偏差の減少（非転倒群：3.9度から3.5度、転倒群：3.2度から3.0度）」と「最大クリアランスが抽出されるタイミングがつま先側よりも踵側で早かったこと（踵の最大クリアランスは遊脚期の約18%、つま先の最



大クリアランスは遊脚期の約 25 %)」のふたつが関係していると推察する。その根拠として、先行研究<sup>17)</sup>によれば、つま先離地付近で膝関節屈曲角速度はピークとなり、遊脚期 0 % から 20 % にかけて膝関節屈曲角度が急激に増加するフェーズであると同時に、膝関節伸展加速度が急激に増加するフェーズである。つまり、遊脚期の 0 % から 20 % では、膝関節は屈曲方向に勢いよく動いているが、過度に膝関節が屈曲しないように膝関節の伸展方向の加速度で制御しているフェーズである。この制御が必要なフェーズ内に足部 0 % (踵) の最大クリアランスのタイミング (表 3 より、遊脚期の約 18 %) が入っていたことから、足部 100 % と比べて足部 0 % 条件の膝関節屈曲角度の標準偏差が大きかった可能性があると考えられる。これにより、最大クリアランスがみられるタイミングにおいて、踵 (足部 0 %) に比べてつま先 (足部 100 %) の膝関節屈曲角度の効果量が大きかった可能性があるかと推察する。

#### 4. 足部クリアランスの抽出率

足部クリアランスの抽出率 (表 2) の結果を踏まえ、試行によっては踵側の最小クリアランスを抽出することができなかった。したがって、踵側の最小つま先クリアランスを転倒リスク評価に用いることは妥当ではない可能性が考えられる。最大クリアランスについては、踵側やつま先側のように部位による影響はなく抽出率は 100 % であったが、本研究の主たる知見も踏まえると「つま先」の「最大」クリアランスをみることで転倒リスクを評価する上で最適だと考えられる。

#### 5. クリアランスと簡易センサ

高齢者の転倒を予防するためには、より多くの高齢者の転倒リスクを継続的かつ簡易的に評価する必要がある。簡易センサを用いて誰でもいつでもどこでも簡単に転倒リスクを評価できるシステムの開発が重要だと考える。簡易センサは慣性計測装置 (加速度と角速度の計測が可能) やインソール型足圧計 (足圧や床反力垂直成分の計測が可能) などがあるが、前者の慣性計測装置の方が安価である理由も踏まえ、多くの研究者がこの機器を用いて転倒リスクの推定を試みている<sup>18)</sup>。しかし、その多くは慣性計測装置を腰部に装着して転倒リスクを推定しており<sup>18)</sup>、転倒リスクを推定するために自ら腰部に慣性計測装置を取り付けることは手間であるため、一部の高齢者はその煩雑さから継続的な使用を避ける可能性がある。

近年の先行研究は、靴に装着した慣性計測装置から「遊脚期の足部のクリアランス」の推定が可能であることを報告している<sup>19)</sup>。ヒトは基本的に外出時に靴を履

くため、慣性計測装置が内蔵された靴を履くだけで転倒リスクが評価できるシステムを開発することで、慣性計測装置の取り付けの煩雑さが排除され、より多くの高齢者が転倒リスクを継続的かつ簡易的に評価できる可能性がある。これらのことから、本研究の主たる知見は、足部の慣性計測装置から計算可能なクリアランスを用いて転倒リスクを推定するために役立つ可能性があると考えられる。

#### 6. 本研究の限界

本研究にはいくつかの限界点がある。第一に、対象者が裸足で歩行課題を実施したことである。先行研究によれば、靴を履いたときと比べて裸足の最小つま先クリアランスは低いことが報告されている<sup>20)</sup>。したがって、本研究の主たる知見が靴を履いたときにも適用できるかは不明であり、慣性計測装置が内蔵されている靴を履いた日常歩行中のクリアランスを群間で比較して検討することも将来必要だと考えられる。第二に、本研究では転倒群の各対象者の複数回の転倒発生機転を聴取していなかったため、本研究の知見がどのような要因 (つまり、スリップ、外乱など) による転倒経験者に適用可能かは不明である。そのため、今後は転倒経験者の転倒発生機転を考慮してグループ分けすることで、転倒経験者の歩行特徴をより詳細に検証できる可能性がある。第三に、本研究の転倒経験者は比較的的身体能力が高い可能性があり、身体能力が低く転倒リスクが高い者に本研究の知見が適用できるかは不明である。その理由として、本研究の対象者はすべて自宅からひとりで実験場所まで来ることが可能であり、さらに転倒リスクの代表的な評価指標である歩行速度は群間で有意差が認められなかったためである。したがって、今後個人の身体能力を考慮に入れた詳細な対象者設定を行い、検証を進めていくことが重要である。最後に、本研究の主たる知見は各指標の効果量の絶対値の大小で判断されたものであるが、その大小を判断するための統計処理は行われていない。したがって、今後はブートストラップ法のために十分な対象者数をリクルートした上で、ブートストラップ法による効果量の平均値の差の検定を実施することが必要だと考えられる。

#### V 結論

本研究では、「足部クリアランス測定部位の違い」と「最大・最小クリアランス」に着目し、転倒経験者と非転倒経験者を判別するための最適な歩行特徴の特定を試みた。その結果、「つま先」の「最大」クリアランスをみるのが妥当である可能性が示された。



## VI 利益相反

産業技術総合研究所と日本電気株式会社はインソール型簡易センサを用いた日常歩行の評価技術と特徴理解に関する共同研究を行っている。本論文に係る研究の実施において、日本電気株式会社が産業技術総合研究所に支出した共同研究費の一部を充当した（具体的には英文校閲費）。

### ● 引用文献

- 1) Rundgren J, et al. Epidemiology, classification, treatment and mortality of distal radius fractures in adults : an observational study of 23,394 fractures from the national Swedish fracture register. *BMC Musculoskelet Disord.* 21 : 88, 2020.
- 2) Dargent-Molina P, et al. Fall-related factors and risk of hip fracture : the EPIDOS prospective study. *Lancet.* 348 : 145 - 149, 1996.
- 3) Alarcón T, et al. Activities of daily living after hip fracture : profile and rate of recovery during 2 years of follow-up. *Osteoporos Int.* 22 : 1609 - 1613, 2011.
- 4) Vergara I, et al. Wrist fractures and their impact in daily living functionality on elderly people : a prospective cohort study. *BMC Geriatr.* 16 : 11, 2016.
- 5) Tinetti ME, et al. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 319 : 1701 - 1707, 1988.
- 6) Barrett RS, et al. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture.* 32 : 429 - 435, 2010.
- 7) Delfi G, et al. A scoping review on minimum foot clearance measurement : sensing modalities. *Int J Environ Res Public Health.* 18 : 10848, 2021.
- 8) Kobayashi Y, et al. Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. *J Biomech.* 47 : 2424 - 2429, 2014.
- 9) Kerrigan DC, et al. Reduced hip extension during walking : healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 82 : 26 - 30, 2001.
- 10) Winter DA. Foot trajectory in human gait : a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther.* 72 : 45 - 53, 54-56, 1992.
- 11) 小林吉之ほか. 高齢転倒経験者における歩行中のつま先高さの軌跡の特徴. *日本転倒予防学会誌.* 4 : 33 - 42, 2017.
- 12) Qi Y, et al. Using wearable UWB radios to measure foot clearance during walking. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2013 : 5199 - 5202, 2013.
- 13) Yamagata M, et al. The relation between limb segment coordination during walking and fall history in community-dwelling older adults. *J Biomech.* 93 : 94 - 100, 2019.
- 14) Cohen J. A power primer. *Psychol Bull.* 112 : 155 - 159, 1992.
- 15) Goldberg SR, et al. Muscles that influence knee flexion velocity in double support : implications for stiff-knee gait. *J Biomech.* 37 : 1189 - 1196, 2004.
- 16) Shin KR, et al. A comparative study on physical function test between faller group and nonfaller group among community-dwelling elderly. *Asian Nurs Res (Korean Soc Nurs Sci).* 6 : 42 - 48, 2012.
- 17) Arnold AS, et al. Muscular Coordination of Knee Motion During the Terminal Swing Phase of Normal Gait. *J Biomech.* 40 : 3314 - 3324, 2007.
- 18) Howcroft J, et al. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 10 : 91, 2013.
- 19) Benoussaad M, et al. Robust foot clearance estimation based on the integration of foot-mounted IMU acceleration data. *Sensors (Basel).* 16 : E12, 2015.
- 20) Davis AM, et al. Effect of footwear on minimum foot clearance, heel slippage and spatiotemporal measures of gait in older women. *Gait Posture.* 44 : 43 - 47, 2016.

[付録]

表3 各群のクリアランスとそのタイミング、骨盤・股・膝・足関節角度の結果

クリアランス値 (mm/HT)	最大クリアランス							最小クリアランス						
	非転倒群		転倒群		ρ値	t値	効果量	非転倒群		転倒群		ρ値	t値	効果量
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)				平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)					
足部0%	152.6 (9.3)	147.0 (6.5)	0.021	2.38	0.68	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	142.6 (8.9)	137.1 (6.3)	0.018	2.45	0.70	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	132.6 (8.6)	127.2 (6.1)	0.015	2.53	0.72	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	122.7 (8.2)	117.3 (5.9)	0.012	2.60	0.75	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	112.8 (7.9)	107.5 (5.7)	0.011	425a	0.77	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	103.0 (7.6)	97.7 (5.5)	0.008	430a	0.79	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	93.3 (7.4)	88.0 (5.4)	0.006	436a	0.81	33.4 (4.1)	31.4 (3.4)	0.073	1.84	0.53	-	-	-	-
足部70%	83.6 (7.2)	78.3 (5.3)	0.007	433a	0.82	34.5 (3.9)	32.5 (3.4)	0.069	1.86	0.53	-	-	-	-
足部80%	74.0 (7.0)	68.8 (5.2)	0.005	438a	0.83	35.1 (3.7)	33.1 (3.4)	0.030	407a	0.54	-	-	-	-
足部90%	64.5 (6.9)	59.3 (5.2)	0.004	442a	0.84	35.1 (3.5)	33.2 (3.4)	0.021	414a	0.54	-	-	-	-
足部100%	55.1 (6.8)	50.0 (5.1)	0.004	442a	0.84	34.5 (3.5)	32.5 (3.4)	0.069	1.86	0.53	-	-	-	-
<b>タイミング (%)</b>														
足部0%	17.7 (2.3)	17.9 (1.9)	0.768	-0.30	0.08	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	18.1 (2.3)	18.3 (1.9)	0.845	-0.20	0.06	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	18.6 (2.3)	18.7 (2.0)	0.872	-0.16	0.05	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	19.1 (2.3)	19.2 (1.9)	0.889	-0.14	0.04	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	19.6 (2.3)	19.7 (2.0)	0.889	-0.14	0.04	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	20.2 (2.3)	20.3 (2.0)	0.923	-0.10	0.03	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	20.9 (2.3)	21.0 (2.0)	0.854	-0.19	0.05	69.1 (3.3)	69.5 (3.3)	0.674	-0.42	0.12	-	-	-	-
足部70%	21.6 (2.3)	21.7 (2.1)	0.835	-0.21	0.06	67.2 (3.4)	67.6 (3.3)	0.735	-0.34	0.10	-	-	-	-
足部80%	22.5 (2.2)	22.6 (2.1)	0.785	-0.27	0.08	65.3 (3.4)	65.6 (3.3)	0.767	-0.30	0.09	-	-	-	-
足部90%	23.4 (2.3)	23.7 (2.4)	0.615	-0.51	0.14	63.1 (3.7)	63.2 (3.3)	0.893	-0.14	0.04	-	-	-	-
足部100%	24.5 (2.3)	25.1 (2.9)	0.454	-0.76	0.22	60.6 (4.0)	60.5 (3.4)	0.931	0.09	0.02	-	-	-	-
<b>骨盤前傾角度 (度)</b>														
足部0%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.130	1.54	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.129	1.54	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.129	1.55	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.128	1.55	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	10.9 (5.6)	8.2 (6.7)	0.127	1.55	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	11.0 (5.6)	8.2 (6.7)	0.127	1.55	0.44	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	11.0 (5.6)	8.2 (6.7)	0.126	1.56	0.45	11.9 (5.4)	9.2 (6.9)	0.124	1.57	0.45	-	-	-	-
足部70%	11.0 (5.6)	8.2 (6.7)	0.126	1.56	0.45	11.9 (5.4)	9.1 (6.9)	0.124	1.57	0.45	-	-	-	-
足部80%	11.0 (5.6)	8.3 (6.7)	0.126	1.56	0.45	11.8 (5.4)	9.0 (6.9)	0.124	1.57	0.45	-	-	-	-
足部90%	11.0 (5.6)	8.3 (6.7)	0.128	1.55	0.44	11.7 (5.4)	9.0 (6.9)	0.123	1.57	0.45	-	-	-	-
足部100%	11.0 (5.7)	8.3 (6.7)	0.130	1.54	0.44	11.6 (5.5)	8.9 (6.9)	0.122	1.57	0.45	-	-	-	-
<b>股関節屈曲角度 (度)</b>														
足部0%	16.6 (7.1)	11.2 (8.2)	0.018	2.46	0.70	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	17.0 (7.2)	11.6 (8.2)	0.017	2.49	0.71	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	17.4 (7.1)	11.9 (8.2)	0.016	2.50	0.72	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	17.9 (7.2)	12.4 (8.2)	0.016	2.51	0.72	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	18.3 (7.1)	12.8 (8.2)	0.015	2.53	0.73	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	18.9 (7.1)	13.3 (8.3)	0.014	2.54	0.73	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	19.4 (7.0)	13.9 (8.2)	0.014	2.55	0.73	43.0 (6.4)	37.8 (8.0)	0.015	2.53	0.72	-	-	-	-
足部70%	20.0 (7.0)	14.5 (8.2)	0.014	2.55	0.73	43.0 (6.3)	37.8 (8.0)	0.014	2.55	0.73	-	-	-	-
足部80%	20.8 (6.9)	15.3 (8.2)	0.014	2.56	0.73	43.0 (6.3)	37.7 (8.1)	0.013	2.57	0.74	-	-	-	-
足部90%	21.5 (6.9)	16.1 (8.1)	0.016	2.50	0.72	42.8 (6.3)	37.4 (8.1)	0.012	2.60	0.75	-	-	-	-
足部100%	22.5 (6.9)	17.3 (8.1)	0.020	2.41	0.69	42.4 (6.3)	36.9 (8.1)	0.011	2.66	0.76	-	-	-	-
<b>膝関節屈曲角度 (度)</b>														
足部0%	63.0 (3.9)	59.6 (3.2)	0.002	3.28	0.94	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	63.3 (3.9)	59.9 (3.2)	0.002	3.35	0.96	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	63.6 (3.8)	60.2 (3.2)	0.001	3.41	0.97	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	64.0 (3.8)	60.5 (3.2)	0.001	3.41	0.98	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	64.3 (3.8)	60.8 (3.1)	0.001	3.46	0.99	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	65.7 (3.7)	61.2 (3.1)	0.001	3.51	1.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	65.0 (3.7)	61.5 (3.1)	0.001	3.51	1.00	31.3 (3.3)	29.9 (2.5)	0.043	400a	0.50	-	-	-	-
足部70%	65.4 (3.7)	61.9 (3.1)	0.001	3.51	1.01	34.3 (3.5)	33.0 (2.5)	0.073	389a	0.45	-	-	-	-
足部80%	65.7 (3.6)	62.3 (3.1)	0.001	3.54	1.01	37.5 (3.8)	36.1 (2.5)	0.083	386a	0.43	-	-	-	-
足部90%	66.1 (3.6)	62.7 (3.0)	0.001	3.50	1.00	40.8 (3.9)	39.6 (2.6)	0.153	371a	0.37	-	-	-	-
足部100%	66.5 (3.5)	63.2 (3.0)	0.001	3.50	1.00	44.5 (4.2)	43.4 (2.5)	0.236	359a	0.31	-	-	-	-
<b>足関節背屈角度 (度)</b>														
足部0%	-13.2 (5.6)	-12.6 (4.6)	0.730	-0.35	0.10	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部10%	-12.8 (5.6)	-12.4 (4.6)	0.766	-0.30	0.09	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部20%	-12.4 (5.5)	-12.1 (4.6)	0.802	-0.25	0.07	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部30%	-12.0 (5.5)	-11.7 (4.5)	0.822	-0.23	0.06	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部40%	-11.6 (5.4)	-11.3 (4.5)	0.857	-0.18	0.05	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部50%	-11.1 (5.4)	-10.9 (4.4)	0.893	-0.14	0.04	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部60%	-10.6 (5.3)	-10.4 (4.3)	0.906	-0.12	0.03	4.0 (3.6)	4.6 (2.7)	0.517	-0.65	0.19	-	-	-	-
足部70%	-10.0 (5.3)	-9.9 (4.2)	0.929	-0.09	0.03	4.3 (3.7)	5.0 (2.7)	0.471	-0.73	0.21	-	-	-	-
足部80%	-9.4 (5.3)	-9.3 (4.2)	0.940	-0.08	0.02	4.6 (3.8)	5.3 (2.8)	0.116	220a	0.21	-	-	-	-
足部90%	-8.7 (5.4)	-8.6 (4.3)	0.901	-0.12	0.04	4.8 (3.9)	5.5 (2.8)	0.126	222a	0.22	-	-	-	-
足部100%	-7.9 (5.5)	-7.6 (4.6)	0.849	-0.19	0.05	4.9 (4.0)	5.7 (2.9)	0.472	-0.72	0.21	-	-	-	-

群間で有意差がみられたρ値は太字とした。a：ウィルコクソン順位和検定によりW値を示した。HT：身長 (m)

## [付録]

表 4 最大または最小クリアランスを従属変数とした重回帰分析の結果

	股関節屈曲角度			膝関節屈曲角度			足関節背屈角度			重回帰モデル	
	$\beta$	t 値	p 値	$\beta$	t 値	p 値	$\beta$	t 値	p 値	R <sup>2</sup>	p 値
<b>最大クリアランス</b>											
足部 0 %	-0.4	-3.5	<b>0.001</b>	0.8	8.0	<b>0.000</b>	-0.2	-2.5	<b>0.016</b>	0.60	<b>0.000</b>
足部 10 %	-0.4	-3.4	<b>0.002</b>	0.8	7.9	<b>0.000</b>	-0.2	-2.3	<b>0.026</b>	0.59	<b>0.000</b>
足部 20 %	-0.4	-3.3	<b>0.002</b>	0.8	7.9	<b>0.000</b>	-0.2	-2.1	<b>0.046</b>	0.58	<b>0.000</b>
足部 30 %	-0.3	-3.1	<b>0.004</b>	0.8	7.8	<b>0.000</b>	-0.2	-1.8	0.083	0.57	<b>0.000</b>
足部 40 %	-0.3	-2.9	<b>0.006</b>	0.8	7.6	<b>0.000</b>	-0.2	-1.5	0.141	0.55	<b>0.000</b>
足部 50 %	-0.3	-2.7	<b>0.010</b>	0.8	7.4	<b>0.000</b>	-0.1	-1.2	0.234	0.53	<b>0.000</b>
足部 60 %	-0.3	-2.4	<b>0.019</b>	0.8	7.0	<b>0.000</b>	-0.1	-1.0	0.349	0.50	<b>0.000</b>
足部 70 %	-0.3	-2.2	<b>0.032</b>	0.8	6.7	<b>0.000</b>	-0.1	-0.7	0.477	0.48	<b>0.000</b>
足部 80 %	-0.2	-2.0	<b>0.049</b>	0.8	6.3	<b>0.000</b>	-0.1	-0.5	0.599	0.44	<b>0.000</b>
足部 90 %	-0.2	-1.9	0.060	0.7	5.9	<b>0.000</b>	0.0	-0.4	0.707	0.41	<b>0.000</b>
足部 100 %	-0.3	-1.9	0.059	0.7	5.6	<b>0.000</b>	0.0	-0.2	0.835	0.38	<b>0.000</b>
<b>最小クリアランス</b>											
足部 0 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 10 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 20 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 30 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 40 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 50 %	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
足部 60 %	-0.2	-1.5	0.142	0.6	4.9	<b>0.000</b>	-0.4	-3.0	<b>0.004</b>	0.36	<b>0.000</b>
足部 70 %	-0.2	-1.4	0.174	0.6	4.8	<b>0.000</b>	-0.3	-2.3	<b>0.026</b>	0.33	<b>0.000</b>
足部 80 %	-0.2	-1.0	0.304	0.5	3.8	<b>0.001</b>	-0.2	-1.3	0.200	0.22	<b>0.003</b>
足部 90 %	-0.1	-0.7	0.517	0.4	2.9	<b>0.006</b>	-0.1	-0.5	0.627	0.11	<b>0.045</b>
足部 100 %	0.0	-0.2	0.869	0.3	1.8	0.080	0.1	0.3	0.734	0.01	0.352

$\beta$  : 標準偏回帰係数 R<sup>2</sup> : 自由度調整済み決定係数



Original

# Optimal Gait Feature Identification to Distinguish Fallers and Non-Fallers based on “Difference in Foot Clearance Measurement Position” and “Minimum and Maximum Clearances during the Swing Phase”

Takuma INAI<sup>1)</sup> Yoshiyuki KOBAYASHI<sup>2)</sup> Kanako NAKAJIMA<sup>2)</sup> Gaku KUTSUZAWA<sup>2)</sup>  
Shoma KUDO<sup>2)</sup> Fumiyuki NIHEY<sup>3)</sup> Kentaro NAKAHARA<sup>3)</sup> Chenhui HUANG<sup>3)</sup>  
Koji FUJITA<sup>4)</sup> Akiko YAMAMOTO<sup>5)</sup>

- 1) QOL and Materials Research Group, Health and Medical Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
- 2) Exercise motivation and Physical function Augmentation Research Team, Human Augmentation Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
- 3) Biometrics Research Laboratories, NEC corporation
- 4) Department of Functional Joint Anatomy, Graduate School of Medical and Dental Sciences, Tokyo Medical and Dental University
- 5) Department of Orthopaedic and Spinal Surgery, Graduate School of Medical and Dental Sciences, Tokyo Medical and Dental University

## Abstract

**[Purpose]** This study focuses on clearance related to tripping to identify the gait features of fallers corresponding to the minimum and maximum clearances during the swing phase, as well as the difference in the foot clearance measurement positions.

**[Methods]** We included 26 non-fallers (13 females with an average age of  $69.4 \pm 3.2$  years) and 23 fallers (12 females with an average age of  $67.7 \pm 2.6$  years) in community-dwelling older adults. The subjects performed a walking task at a normal speed. The maximum and minimum clearances during the swing phase were recorded using a motion capture system and the ground reaction force. The study used 11 reflective markers, placed along a straight line, from the heel to the head of the third metatarsal bone, as the foot clearance measurement positions. The effect sizes were calculated using Cohen's *d*.

**[Results]** For all conditions of the foot clearance measurement positions, the maximum clearance in fallers during the swing phase was significantly smaller than those in non-fallers. However, under most conditions, the minimum clearance in fallers during the swing phase was significantly smaller than those in non-fallers. The effect sizes of the maximum clearances (0.68–0.84 [medium–large]) were greater than those of the minimum clearances (0.53–0.54 [medium]). Further, the effect size of the maximum clearance in the toe position (0.84 [large]) was greater than that in the heel position (0.68 [medium]).

**[Conclusions]** We identified the gait features of fallers to obtain clearance related to tripping. The results showed that one must focus on the “maximum” clearance of the “toe position” during the swing phase to identify older adults with higher fall risk.

## Keywords

Gait, fall, swing phase, clearance

Corresponding author : Takuma INAI, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology QOL and Materials Research Group, Health and Medical Research Institute  
2217-14 Hayashi-cho, Takamaysu, Kagawa, 761-0301 Japan  
Tel : +81 87869 3511 Fax : +81 87869 3554 E-mail : takuma.inai@aist.go.jp  
Received : June 9, 2022 Accepted : August 4, 2022