

体幹 2 点歩行動揺計を用いた歩行時の体幹動揺指標の評価 — 異常歩行モデルの特性と再テスト信頼性の検討 —

松村剛志¹⁾

1) 常葉大学保健医療学部理学療法学科

要 旨

本研究は、人為的に作成した異常歩行モデルの体幹動揺特性を明らかにし、同時に体幹動揺指標測定のリテスト信頼性を確認することを目的とした。対象者は健康若年女性 18 名であった。一側膝関節伸展制限モデルとして①制限なし、②15° 伸展制限、③30° 伸展制限の 3 条件、脚長差モデルとして①補高なし、②15mm 補高、③30mm 補高の 3 条件を設定した。2 つの異常歩行モデルは 1 週間の間隔を空けてクロスオーバーさせ、各 3 条件での快適歩行と条件設定をしないベースラインとしての快適歩行を指示し、体幹 2 点歩行動揺計を用いて上部体幹と下部体幹の体幹動揺指標（動揺量と軌跡長）および歩行周期時間を測定した。ベースライン値の比較によるリテスト信頼性は、級内相関係数が 0.78~0.96 であった。各 3 条件間を比較した異常歩行モデルの体幹動揺特性は、30mm 補高条件が他の 2 条件に対して体幹全体の前後、上下動揺量と下部体幹の左右動揺量において有意な増加を示し、体幹全体の水平面軌跡長と下部体幹の矢状面および前額面軌跡長にて有意な延長を示していた。歩行周期時間は、3 条件間全てで脚長差拡大による有意な時間延長が示された。一方で膝関節伸展制限モデルには 3 条件間の著明な変化は認められなかった。以上より、体幹 2 点歩行動揺計による体幹動揺指標の評価は、個別関節の異常よりも下肢の全体的障害を捉えることに適しており、脚長差 30mm にて著明な体幹動揺の変化が認められた。

キーワード：体幹 2 点歩行動揺計，体幹動揺指標，異常歩行モデル，リテスト信頼性

はじめに

空間内における前後、上下、左右方向に生じた加速度を検出できる 3 軸加速度センサ¹⁾は、小型・軽量化の進展に伴い、環境制約の少ない歩行分析ツールとして注目を集めている^{2,3)}。

様々な身体部位で測定可能な運動中の加速度において、体幹加速度は歩行指標の 1 つとして、その分析とデータの蓄積が進んでいる^{4,5)}。さらに近年では、地域在住高齢者の大規模データから転倒との関連性も明らかにされている⁶⁾。しかしながら加速度の分析は、

波形解析に熟練が必要との理由から、臨床応用が難しいとの指摘も認められる⁷⁾。一方で、体幹加速度の計測は、センサを重心位置に近似した第3腰椎レベルに設置して行われることが多い⁸⁻¹⁰⁾。しかし歩行時の体幹部には、胸郭と骨盤の間に約8°の回旋運動が出現する¹¹⁾。このため水平面上では上部体幹と下部体幹で異なる加速度が生じているものと推定される。これらを踏まえて、歩行中に得られる上部体幹と下部体幹の加速度波形を、動揺量や軌跡長といった体幹動揺指標へと変換可能な体幹2点歩行動揺計が開発され、歩行分析に用いられるようになった^{12,13)}。体幹動揺指標による歩行分析は、簡便かつ短時間に検査が可能で、被験者への視覚的フィードバックも行えるため臨床場面での実践報告も示されるようになってきている¹⁴⁾。反面、体幹動揺の特性については、加齢による変化¹²⁾や性差¹³⁾が確認されているのみで、個々の異常歩行における特徴についての報告は認められない。また、信頼性の確認も十分とは言えない¹³⁾。

そこで今回、体幹2点歩行動揺計による上部体幹と下部体幹における体幹動揺指標の測定が、異常歩行の初期段階のモニタリングに活用可能であるかどうかを探るため、人為的に作成した異常歩行モデルについて体幹動揺特性の評価を試みた。同時に、体幹動揺指標測定の再テスト信頼性についても確認した。

対象と方法

1. 対象

対象者は健常若年女性18名(平均年齢 20.2 ± 0.4 歳)で、平均身長が 157.5 ± 4.5 cm、平均体重は 52.3 ± 5.2 kgであった。対象者の条件は、測定段階において体幹および下肢に歩行を阻害するような機能障害を有しない者とした。

2. 測定方法

異常歩行モデルには一側膝関節伸展制限モ

デル(以下、膝伸展制限モデル)と脚長差モデルの2つを設定し、左下肢に操作を加えた。平衡機能に有利に働く利き足は右足が多いと言われており¹⁵⁾、操作に対する反応を明確に引き出すために非利き足となることの多い左下肢を操作対象とした。膝伸展制限モデルは、膝関節の伸展制限が30°以上になると異常歩行パターンが顕在化するとの知見¹⁶⁾に基づき、伸展角度の調節可能な金属支柱付き膝サポーター(ムトーエンタープライズ製PRO190-J)を使用して条件設定を行った。対象者には、膝サポーターに伸展制限を設けない条件(以下、制限なし条件)、左膝関節の伸展制限を15°にした条件(以下、15°制限条件)、さらに左膝関節の伸展制限を30°にした条件(以下、30°制限条件)での裸足歩行を指示した。一方で、脚長差が30mmを超えるとバランスの崩れが顕在化するとの先行研究¹⁷⁾を参考に、脚長差モデルは両下肢に脚長差のない条件(以下、補高なし条件)、左下肢を15mm補高した条件(以下、15mm補高条件)、および左下肢を30mm補高した条件(以下、30mm補高条件)のサンダルを用意し、操作を加えない右サンダルと合わせて左右共に結束ベルトで足部へと固定した。

対象者は、膝伸展制限モデルまたは脚長差モデルでの歩行を行った後、1週間の間隔を空けてもう一方の異常歩行モデルによる歩行を行った。各異常歩行モデルにおける全ての条件での歩行は同一日に測定した。それぞれの異常歩行モデルにおける測定順序の影響を取り除くため、各3条件の測定順は図1の通りとし、各測定パターンの該当者数が同数となるように、対象者を任意に割り付けた。また、インターバルの1週間で歩行の変化が無いことを確認するため、各異常歩行パターンの測定前に操作を行わない裸足歩行を測定してベースラインとした。各条件での歩行は1回のみ実施した。同時に膝伸展制限モデルは、15°および30°制限条件において生じる左

右の脚長差を確認するため、背臥位（股関節内・外旋中間位）にて大転子から足底（踵骨隆起の基底部分）までの長さの左右差を計測した。

歩行測定には、加速、減速に必要な距離を 3m ずつ設けた屋内歩行路（全長 16m）を使用した。対象者には、歩行路上を指定された条件設定における快適速度で歩くように指示し、ストップウォッチで 10m 歩行時間を計測した。これと同時に、上部体幹（第 6 胸椎棘突起高位：以下、Th6 レベル）と下部体幹（第 2 仙椎高位：以下、S2 レベル）に 3 軸加速度センサ（Micro Stone 社製 MVP-RF8-GC-500）を装着し¹³⁾、体幹 2 点歩行動揺計（Micro Stone 社製 MVP-WS2-S）による体幹動揺指標の測定を行った。

体幹 2 点歩行動揺計は、2 つのセンサから得られた加速度波形を各方向における一歩行周期中の平均化した動揺量と軌跡長に変換することが可能で、一歩行周期の平均時間（以下、歩行周期時間）の算出やセンサ装着部の運動状況をリサージュ図形として描出することも可能である¹⁸⁾。本研究においては、Th6 レベルおよび S2 レベルの前後、上下、左右の動揺量ならびに矢状面、前額面、水平面の

軌跡長を体幹動揺指標とした。このような体幹動揺指標は、菊池ら¹⁹⁾の「健常成人は歩行開始から 3~4 歩で定常歩行となる」との知見を参考に、歩行開始より 4 歩行周期目から 8 歩行周期目までの 5 歩行周期間の平均値から算出した。

3. 分析方法

本研究は、IBM SPSS Statistics (version 24) を統計に使用し、測定によって得られた 10m 歩行時間、体幹動揺指標および歩行周期時間について、Shapiro-Wilk 検定を用いて正規性の確認を行った。その後、再テスト信頼性は、1 週間のインターバルを空けて測定したベースラインにおける Th6 レベルと S2 レベルの体幹動揺指標と歩行周期時間について、検査者内信頼性の指標である ICC(1, 1) を用いて検討した。この際、對馬ら²⁰⁾の判定基準に基づいて、級内相関係数 0.61~0.80 を十分に信頼性が確保されている、0.81~1.00 をほとんど完全に信頼性が確保されていると判断した。

膝伸展制限モデルと脚長差モデルの体幹動揺指標と歩行周期時間および 10m 歩行時間の評価には、Freidman 検定を用いた。

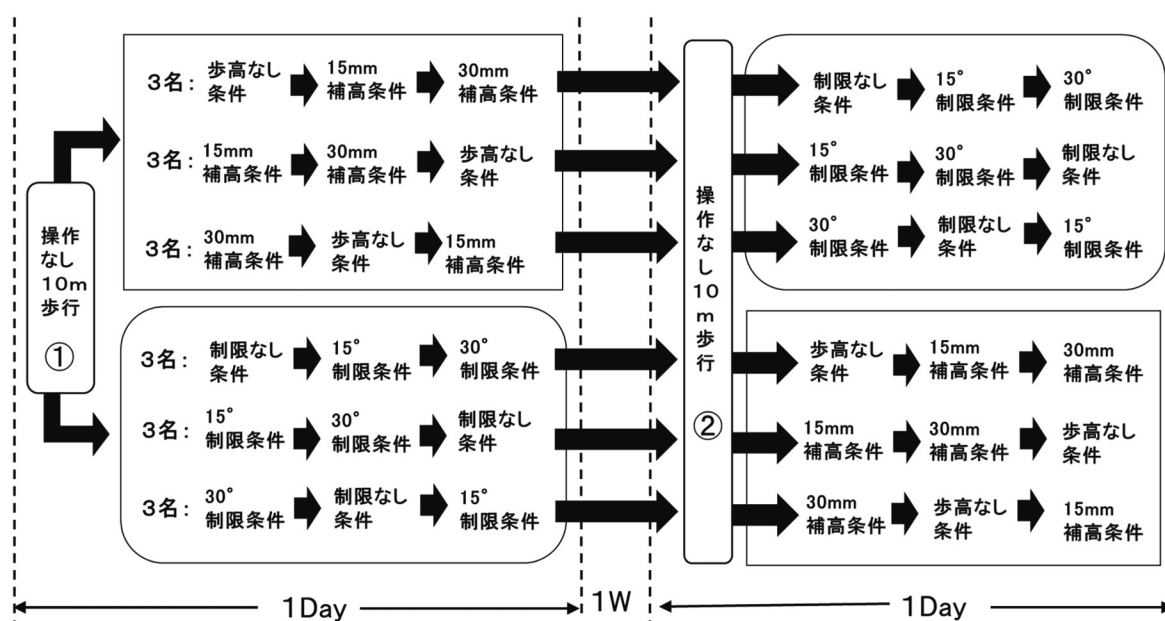


図1 測定方法のプロトコール

Freidman検定の結果、3条件間に有意差の認められた指標については、Bonfferoni法によるWilcoxonの符号付き順位検定にて多重比較を行った²¹⁾。

さらに視認にてリサージュ図形を確認し、各異常歩行モデルにおける典型的な図形変化について類型化を試みた。

4. 倫理的配慮

本研究は常葉大学研究倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号2016-025H)。対象者には書面と口頭にて説明を行い、同意書に署名を得た後に測定を開始した。本研究において、開示すべき利益相反関係は発生していない。

結 果

1. 体幹動揺指標測定の新テスト信頼性

ベースラインにおける10m歩行時間と各体幹動揺指標および歩行周期時間の測定値は、Shapiro-Wilk検定にて正規性を確認することができた。10m歩行時間は1回目が平均8.02±1.46秒、2回目は平均8.09±1.74秒で

あり、paired t-testの結果2群間に有意差は認められなかった。さらに各体幹動揺指標と歩行周期時間に関するICC(1, 1)の級内相関係数は、動揺量におけるTh6レベルが0.78~0.90、S2レベルは0.89~0.95の範囲であった。軌跡長ではTh6レベルが0.83~0.96、S2レベルは0.82~0.90の範囲で、歩行周期時間は0.89であった(表1)。

2. 異常歩行モデルにおける体幹動揺特性

異常歩行モデルの各測定条件における体幹動揺指標、歩行周期時間および10m歩行時間に対してShapiro-Wilk検定を行うと、正規性の確認できない指標が認められたため、膝伸展制限モデルと脚長差モデルの3条件間の比較にはFriedman検定を用いた。

(1) 膝伸展制限モデル

膝伸展制限モデルに対するFriedman検定の結果は、全ての体幹動揺指標および歩行周期時間について有意な変化を確認することはできなかった。一方、10m歩行時間には、膝関節伸展制限角度の増加によって有意な歩

表1 ベースラインの体幹動揺指標と歩行周期時間の測定値および級内相関係数

測定指標	1回目		2回目		ICC(1,1)	95%信頼区間		P値			
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差		下限	上限				
体幹動揺指標 (mm)	動揺量	Th6 前後	18.22	5.45	16.50	5.02	0.84	0.56	0.94	<0.001	
		Th6 上下	33.78	8.92	32.61	6.92	0.90	0.73	0.96	<0.001	
		Th6 左右	40.83	10.67	41.28	11.26	0.78	0.42	0.92	0.002	
	S2 前後	25.56	6.35	26.00	6.74	0.90	0.73	0.96	<0.001		
		S2 上下	32.78	7.44	31.44	6.44	0.95	0.87	0.98	<0.001	
		S2 左右	48.83	15.60	51.28	17.69	0.89	0.69	0.96	<0.001	
	軌跡長	Th6 矢状面	137.11	31.34	131.61	275.00	0.96	0.89	0.98	<0.001	
			Th6 前額面	149.83	26.63	145.00	24.47	0.91	0.76	0.97	<0.001
			Th6 水平面	104.39	15.57	101.67	20.23	0.83	0.55	0.94	<0.001
S2 矢状面		157.89	40.21	150.79	33.38	0.90	0.73	0.96	<0.001		
		S2 前額面	164.61	32.60	162.44	34.33	0.89	0.69	0.96	<0.001	
		S2 水平面	144.06	30.29	148.33	31.08	0.82	0.51	0.93	0.001	
歩行周期時間(sec)		0.99	0.06	0.98	0.08	0.89	0.70	0.96	<0.001		

行時間の延長が認められた($P < 0.05$). しかし、多重比較では 3 条件すべての組み合わせで有意差を認めることはできなかった (表 2). また脚長差の測定結果は、 15° 制限条件が平均 11.4 ± 6.7 mm, 30° 制限条件は平均 21.0 ± 8.0 mm となり、膝伸展制限モデルを設定した左下肢が短くなっていた.

膝伸展制限モデルにおけるリサージュ図形の変化では、3 条件において視認では著明な変化を認めることが出来ないパターンと矢状面、前額面における左側上下動揺の最上端が低下するパターンが認められた (図 2).

(2) 脚長差モデル

脚長差モデルにおける測定指標について 3 条件を比較した結果、補高なし条件と 15mm 補高条件の間には、Th6 レベル、S2 レベルの全ての体幹動揺指標において有意差を認めなかった. 30mm 補高条件では、Th6 レベルにおける前後、上下、左右の動揺量、S2 レベルでの前後、上下の動揺量において他の

2 条件に対して有意な増加が認められた. 軌跡長では Th6 レベルでの水平面軌跡長、S2 レベルでの前額面及び水平面軌跡長が、他の 2 条件よりも有意に延長していた. また、S2 レベルでの矢状面軌跡長では、30mm 補高条件が補高なし条件に対して有意な延長を示していた. また、歩行周期時間については、3 条件間すべての組み合わせにおいて、脚長差が拡大すると有意に歩行周期時間が延長していた. 一方、10m 歩行時間は 3 条件間に有意差を認めなかった (表 3).

脚長差モデルにおけるリサージュ図形の変化は、30mm 補高条件において全方向への図形の拡大が認められ、前額面上における左上方への図形の拡大が顕著であった. 変化のパターンは、15mm 補高条件では明確な変化が認められず、30mm 補高条件にて著明な変化を示すパターンと (図 3), 補高の増加に伴い徐々に変化が顕著になるパターンが認められた (図 4).

表 2 膝伸展制限モデルにおける Th6 レベルおよび S2 レベルの体幹動揺指標と歩行周期時間および 10m 歩行時間の比較

測定指標		制限なし条件	15° 制限条件	30° 制限条件	χ^2 値	
体幹動揺指標	動揺量 (mm)	Th6 レベル 前後	18.17 \pm 4.96	17.50 \pm 6.13	19.67 \pm 4.97	2.67
		Th6 レベル 上下	37.39 \pm 7.79	38.22 \pm 8.44	39.17 \pm 8.16	2.09
		Th6 レベル 左右	65.39 \pm 16.97	66.28 \pm 14.47	67.39 \pm 17.00	1.04
	S2 レベル	前後	26.17 \pm 5.74	27.50 \pm 6.84	29.00 \pm 6.70	3.31
		上下	38.94 \pm 9.18	38.89 \pm 9.00	40.00 \pm 7.63	0.00
		左右	65.50 \pm 15.10	63.28 \pm 15.37	65.22 \pm 14.60	1.94
軌跡長 (mm)	Th6 レベル	前額面	189.67 \pm 30.59	193.39 \pm 28.49	199.17 \pm 29.26	1.48
		矢状面	145.33 \pm 31.12	148.06 \pm 34.38	155.67 \pm 29.02	2.29
		水平面	143.61 \pm 29.17	146.33 \pm 25.15	150.78 \pm 28.61	0.44
	S2 レベル	前額面	197.89 \pm 34.39	195.72 \pm 33.51	201.50 \pm 27.68	0.36
		矢状面	172.94 \pm 38.39	175.17 \pm 41.16	186.33 \pm 36.94	5.77
		水平面	166.17 \pm 31.58	163.61 \pm 33.01	172.44 \pm 31.40	1.77
歩行周期時間 (sec)		1.01 \pm 0.06	1.00 \pm 0.06	1.03 \pm 0.07	3.38	
10m 歩行時間 (sec)		8.55 \pm 1.98	8.71 \pm 2.06	8.87 \pm 1.69	7.00 *	

Friedman 検定 *: $P < 0.05$

Bonferroni 法による Wilcoxon の符号付き順位検定

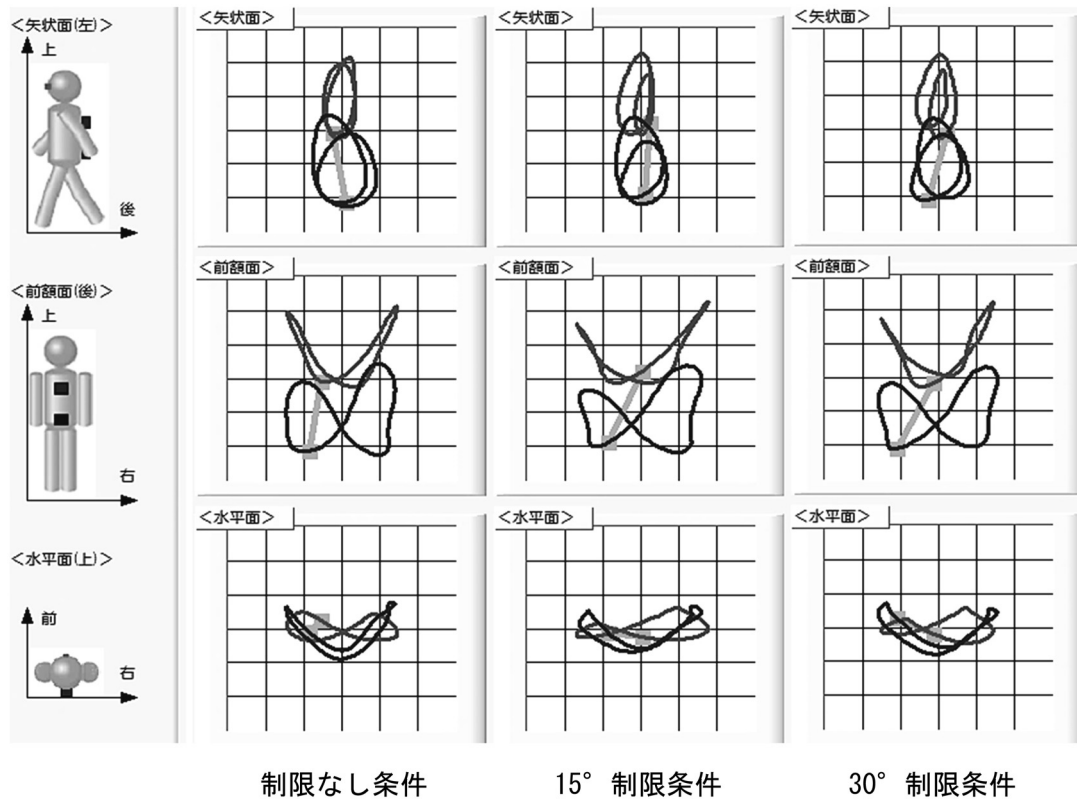


図2 左膝伸展制限モデルにて左側上下動揺の最上端が低下したりサーージュ図形

表3 脚長差モデルにおける Th6 レベルおよび S2 レベルの体幹動揺指標と歩行周期時間および 10m 歩行時間の比較

測定指標		補高なし条件	15mm補高条件	30mm補高条件	χ^2 値		
体幹動揺指標	動揺量 (mm)	前後	20.06±6.92	20.33±5.22	25.94±5.87	b,c 9.65 **	
		Th6 レベル	上下	37.94±6.45	39.56±8.35	46.28±8.86	b,c 18.09 ***
		左右	47.56±11.56	48.50±11.24	55.94±15.51	b,c 12.56 **	
	S2 レベル	前後	29.89±6.51	30.56±6.53	34.22±9.46	b,c 6.38 *	
		上下	34.72±7.58	36.56±7.16	43.44±8.14	b,c 15.74 ***	
		左右	54.56±13.95	53.00±15.32	58.44±19.18	4.17	
	軌跡長 (mm)	前額面	167.83±23.23	172.22±22.92	181.50±26.51	6.79 *	
		Th6 レベル	矢状面	153.06±33.32	157.78±32.40	168.61±37.48	4.76
		水平面	118.94±18.54	122.94±17.39	142.28±27.32	b,c 12.76 **	
S2 レベル	前額面	176.89±31.28	179.22±36.51	194.56±37.99	b,c 7.30 *		
	矢状面	171.11±36.83	175.17±42.20	192.83±44.98	b 15.58 ***		
	水平面	163.67±27.20	163.89±31.24	180.06±38.25	b,c 11.69 **		
歩行周期時間 (sec)		1.01±0.07	1.02±0.07 a	1.05±0.09	b,c 17.16 ***		
10m歩行時間 (sec)		8.13±1.53	8.27±1.47	8.57±2.01	3.44		

Friedman検定 *:P<0.05 **:P<0.01 ***:P<0.001

Bonfferoni法によるWilcoxonの符号付き順位検定

a: 補高なし条件と15mm補高条件との間に有意差あり(p<0.05)

b: 補高なし条件と30mm補高条件との間に有意差あり(p<0.05)

c: 15mm補高条件と30mm補高条件との間に有意差あり(p<0.05)

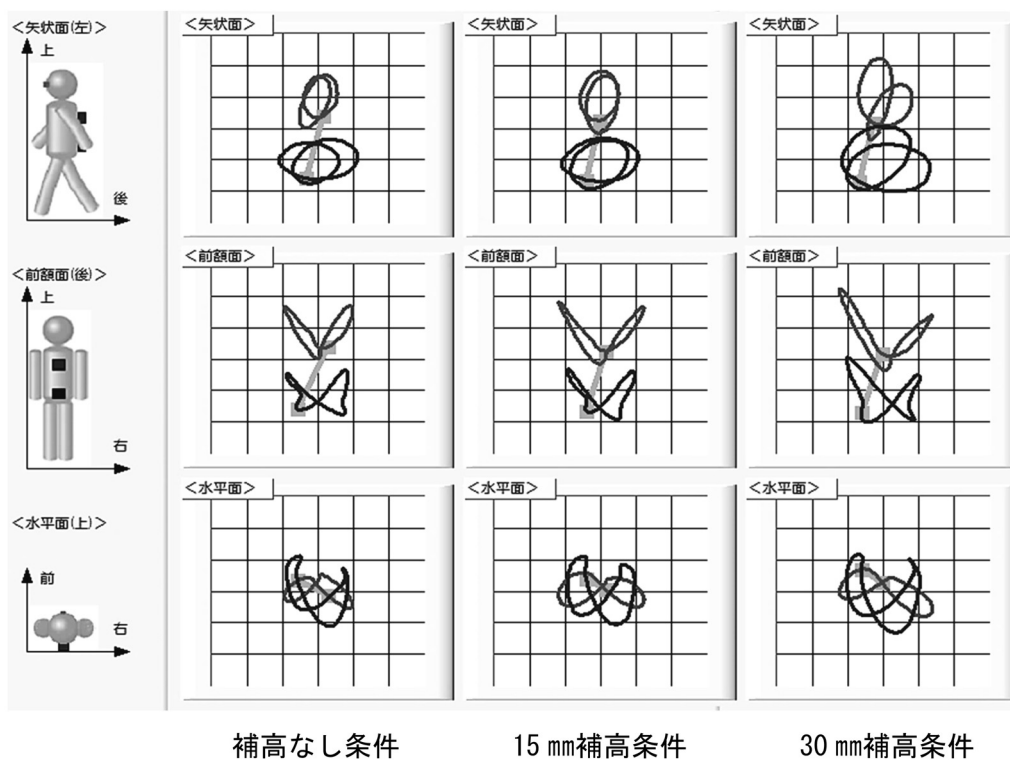


図 3 脚長差モデルのうち 30mm補高条件にて左上方への拡大が顕著となったリサージュ図形

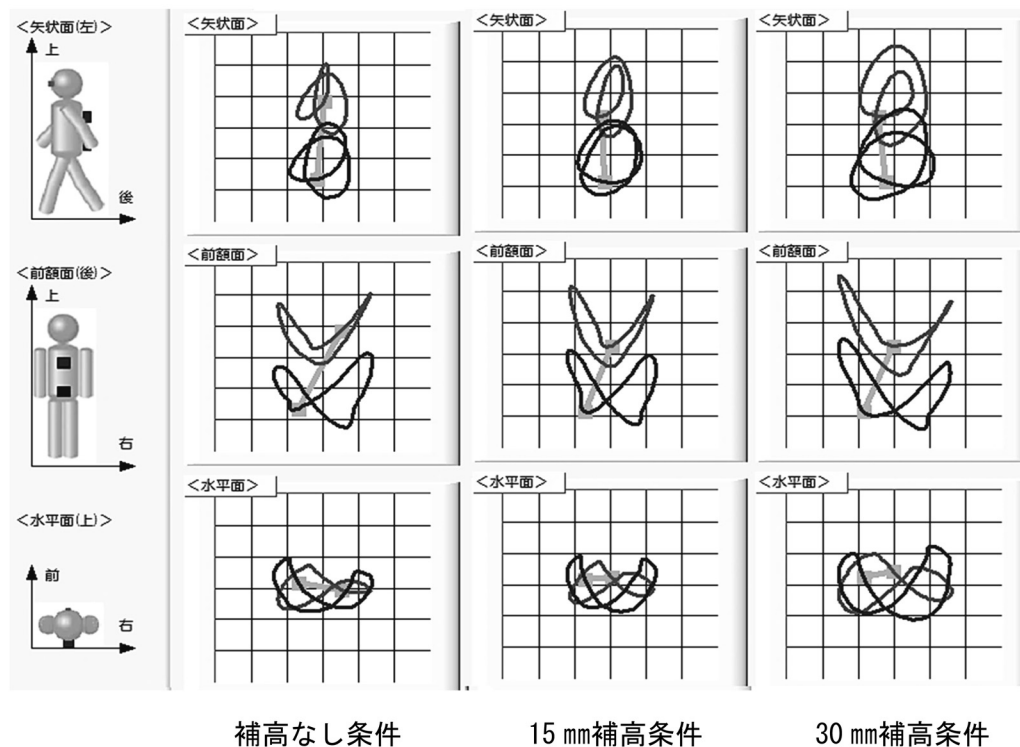


図 4 脚長差モデルのうち 15mm補高条件から徐々に左上方への拡大が出現したリサージュ図形

考 察

1. 体幹動揺指標の再テスト信頼性

体幹加速度データから得られた歩行分析指標の検者内信頼性の検証として、Henriksenら¹⁰⁾は歩幅やケイデンスの級内相関係数が0.77~0.96であったことを報告し、高田ら⁸⁾は、加速度波形そのものの級内相関係数が上下方向にて0.62~0.98、前後方向では0.46~0.99と一貫性が高いものの、左右方向は0.16~0.93とばらつきが大きかったことを示している。筆者は体幹2点歩行動揺計から得られる体幹動揺指標の信頼性を確認するため、反復測定結果に関する級内相関係数の算出を試み、体幹上部が0.71~0.81、体幹下部が0.66~0.87の範囲で、十分な一致度が確保されていたことを報告している¹³⁾。本研究では検者内信頼性の検証をさらに進め、体幹動揺指標の再テスト信頼性を確認した。その結果、Th6レベルの左右動揺量のみ級内相関係数が十分な信頼性を示す0.78であったものの、他の動揺量、軌跡長および歩行周期時間においては0.8以上の級内相関係数を示し、ほぼ完全に再テスト信頼性が確保されていると判断することが出来た。

2. 異常歩行モデルにおける体幹動揺特性

膝関節に伸展制限がある場合、15°屈曲位では目視による異常歩行は確認できないものの、30°屈曲位の場合は障害側立脚時に落下するような運動パターンが出現すると言われている¹⁷⁾。このため30°制限条件は、制限なし条件に対して異なる体幹動揺特性を示すものと予想していた。しかし本研究においては、リサーチ図形にて左側上下動揺の最上端に低下が認められたものの、3条件間における体幹動揺指標には有意差を認めなかった。歩行中の重心動揺は、3次元空間内における膝関節、足関節、そして骨盤のコンビネーションによって最小限に抑制されており²²⁾、膝関節伸展制限が30°以下の場合、速度が遅ければ代償的に歩行することが可能との知見も認められる²³⁾。本研究においても、10m歩行時間における多重比較では、有意差は出なかったものの、制限なし条件から15°、30°へと制限角度を増すと平均歩行時間が0.16秒ずつ低下しており、歩行速度の低下傾向が認められた。よって、足関節や骨盤による代償が体幹動揺を抑制し、体幹動揺指標に有意差が認められなかったものと考えられる。

一方で脚長差モデルは、30mm補高条件がTh6レベルにおける前後、上下、左右の動揺量、S2レベルでの前後、上下の動揺量において他の2条件に対して有意な増加が認められ、軌跡長ではTh6レベルでの水平面軌跡長、S2レベルでの前額面及び水平面軌跡長が、他の2条件よりも有意に延長していた。さらに、S2レベルでの矢状面軌跡長では、30mm補高条件が補高なし条件に対して有意な延長を示していた。同時に歩行周期時間は、全条件間において脚長差の拡大による有意な時間延長を認めた。

神先ら²⁴⁾は、若年健常男性における脚長差の重心動揺に対する影響を検討し、脚長差の拡大に伴い上下方向での重心移動幅が増加することを報告している。本研究では、補高なし条件と15mm補高条件の間に体幹動揺指標の有意差は認められなかった。同時に30mm補高条件において上下だけでなく前後動揺量が有意に増加し、さらに上部体幹の左右動揺量も増加していた。脚長差の増大は短脚側への骨盤下制と長脚側への体幹側屈による代償を出現させることが報告され²⁵⁾、脚長差が30mmを越えるとアライメント異常の顕在化が示されている¹⁶⁾。本研究も先行研究と同様に30mm補高条件にて体幹動揺指標の有意な増加が出現し、15mm補高条件では骨盤や体幹の代償運動によって体幹動揺が抑制されたものと推察される。ただしリサーチ図形の変化では、30mm補高条件にて前額面上における左上方への図形拡大が顕著になるパターンと、

15mm補高条件から徐々に図形の拡大が出現するパターンが認められ、代償の出現は一様ではないことが示されている。さらに本研究では、30mm補高条件における体幹動揺の増大が、上下動揺量だけでなく上部体幹の前後、左右動揺量と下部体幹の前後動揺量にも出現していた。神先ら²⁴⁾の調査は、健常若年男性を対象に重心の変位量を算出しており、本研究とは対象者の性別が異なっている。筆者の行った調査によれば、快適歩行時に女性は男性よりも下部体幹の左右動揺量が有意に大きくなって¹³⁾。本研究の場合、女性で振幅の大きかった下部体幹の左右動揺量を除き、他の全ての体幹動揺量が30mm補高条件にて有意な増加を示していた。このことは、体幹動揺の大きい指標よりも、体幹動揺が小さくコントロールされている指標の方が、30mmの脚長差出現によって顕著な影響を受けることを示唆している。

本研究では、膝伸展制限モデルのうち30°制限条件を、脚長差モデルでは30mm補高条件を観察にて歩容の変化を確認できる条件設定と位置づけた。体幹動揺指標の測定結果では、30°制限条件での体幹動揺指標には有意差が認められず、30mm補高条件にて体幹動揺指標の有意な増加が確認できた。脚長差のような下肢全体の変化と比較して膝伸展制限のような局所の異常は、足関節や骨盤による代償のために体幹動揺が表れにくいものと推察された。同時に、30°制限条件を脚長差モデルに置き換えると平均21.0mmの脚長差になることから、下肢全体の変化であっても、30mmの脚長差までは他の身体部位による代償の出現により、体幹動揺による変化を捉えることは難しいことが伺えた。

今回、体幹動揺指標の測定が脚長差といった下肢全体の変化を捉える指標に適しているものの、膝関節の伸展制限のような下肢の個別関節における変化を十分に捉えることは難しい点を明らかにすることができた。また、

30mmの脚長差があってはじめて体幹動揺指標に著明な変化が出現するため、体幹動揺指標のみで異常歩行の初期段階のモニタリングを行うことは困難と考えられた。しかしながら体幹動揺指標の測定における再テスト信頼性が確認されたことで、治療介入による効果を動作観察という質的側面だけでなく、体幹動揺指標を用いた定量的側面からも対象者へ提示できる可能性を示すことが出来た。今後は、典型的な異常歩行から得られるリサーチ図形の収集を試み、その類型化から異常歩行のモニタリングが可能であるかを探って行きたいと考える。

結 語

本研究の目的は、体幹2点歩行動揺計を用いて人為的に作成した異常歩行モデルの体幹動揺特性を明らかにし、同時に体幹動揺指標測定の再テスト信頼性を確認することであった。健常若年女性を対象に膝伸展制限モデルと脚長差モデルの体幹動揺特性を検討した結果、すべての指標で十分またはほぼ完全な再テスト信頼性を確認できた。異常歩行モデルの体幹動揺特性については、15mmの脚長差では体幹動揺指標に著明な変化は認められないが、30mmの脚長差において、上部・下部体幹の動揺量が増加し、下部体幹の軌跡長が延長することが明らかになった。一方、膝伸展制限モデルでは、設定条件間に有意差を認めることはできなかった。体幹動揺は30mmの脚長差から著明な変化を示し、体幹動揺指標の評価は個別関節の異常よりも下肢全体の障害を捉えることに適していると考えられた。

謝 辞

研究データの取得に際してご協力いただきました皆様には心より感謝を申し上げます。また本研究には、常葉大学保健医療学部の、木下久留美、久保田紗也加、田邊実穂、村松志穂が参加し、本研究の一部を平成

29年度卒業研究として発表した。

引用文献

- 1) 廣瀬圭, 近藤亜希子: 人間工学のための計測手法 動作計測(2)ー慣性センサによる動作計測ー. 人間工学 50: 182-190, 2014.
- 2) 香川真二, 千田廉, 他: リサーチ図形を用いた歩行加速度データの可視化評価の開発と臨床的有用性. 理学療法学 36: 18-23, 2009.
- 3) 芥川知彰, 榎勇人, 他: 加速度センサを用いた歩行分析の妥当性ー体幹加速度と重心加速度の比較からー. 保健医療雑誌 6: 10-14, 2015.
- 4) Moe-Nilseen R, Aaslund MK, et al.: Gait variability measures may represent different constructs. Gait & Posture 32: 98-101, 2010.
- 5) Sawa R, Doi T, et al.: The association between fear of falling and gait variability in both leg and trunk movement. Gait & Posture 40: 123-127, 2014.
- 6) 土井剛彦, 牧迫飛雄馬, 他: 高齢者における体幹加速度から得られる歩行指標と転倒との関連性ー大規模データによる検討ー. 理学療法学 43(2): 75-81, 2016.
- 7) 山口良太, 平田総一郎, 他: 体幹加速度波形を用いた歩幅推定における妥当性と信頼性の検証ー健常若年成人における裸足および脚長差モデルを用いた検討ー. 理学療法科学 25: 61-65, 2010.
- 8) 高田耕太郎, 安保雅博: 小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討. 慈恵医大誌 119: 331-228, 2004.
- 9) 柗幸伸: 3次元加速度計による重心動揺評価. 理学療法科学 19: 305-309, 2004.
- 10) Henriksen M, Lund H, et al.: Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. Gait & Posture 19: 288-297, 2004.
- 11) 中村隆一, 齋藤宏, 他: 基礎運動学第6版. 東京, 医歯薬出版, 2012, 384-386.
- 12) 柗 幸伸, 中村 浩, 他: 小型センシングデバイスを用いた動作分析手法の開発ーモーションセンサによる歩行時体幹動揺の評価ー. 了徳寺大学研究紀要 10: 191-196, 2016.
- 13) 松村剛志: 三軸加速度センサを用いた歩行時における上部と下部の体幹動揺の測定ー反復測定結果の信頼性と体幹動揺特有性の検討ー. 常葉大学保健医療学部紀要 8: 29-36, 2016.
- 14) 深町光太郎, 市川彰, 他: 歩行の満足感を表す評価項目の検討ー痙性歩行に下肢装具療法を適用した1症例を通してー. 理学療法研究・長野 44: 16-18, 2016.
- 15) Perry J, Burnfield JM: ペリー 歩行分析ー正常歩行と異常歩行ー 原著第2版. 武田功, 統括監訳, 東京, 医歯薬出版, 2012, 9-29.
- 16) 寺本喜好, 臼井永男: 脚長差が直立姿勢に与える影響. 運動整理 9: 171-175, 1994.
- 17) 細田多穂, 柳沢健編: 理学療法ハンドブック第4版, 東京, 協同医書, 2010, 654.
- 18) 白鳥典彦: 産学官連携による体幹2点歩行動揺計の開発. 科学技術振興機構. (オンライン) <http://sangakukan.jp/journal/journal_contents/2015/05/articles/1505-05/1505-05_article.html>, (参照2017-9-20).
- 19) 菊池麻美, 對馬均: 歩き始めから定常歩行となるまでの歩数と距離に及ぼす加齢の影響ー健常成人と虚弱高齢者の比較ー. 理学療法研究 30: 11-15, 2013.
- 20) 對馬栄輝, 石田水里: 医療系データのとり方・まとめ方-SPSSで学ぶ実験計画法と分散分析. 東京, 東京図書, 2013, 62.
- 21) 石川朗, 種村留美, 他: リハビリテーション統計学. 東京, 中山書店, 2015, 96-97.
- 22) Kirsten Gotz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城慶一他, 訳, 東京, 医学書院, 2005, 33-35.

- 23) 石井慎一郎 編著：動作分析 臨床活用講座－バイオメカニクスに基づく臨床推論の実践－，東京，メジカルビュー社，2013，198-199.
- 24) 神先秀人，依岡徹，他：脚長差による歩行中の重心移動への影響．運動生理 8 : 103-109, 1993.
- 25) 黒澤千尋，齋藤明，他：歩行時における脚長差の代償パターンの検討－前額面における体幹・骨盤に着目して－．（オンライン），<https://www.jstage.jst.go.jp/article/cjpt/2009/0/2009_0_A3O3009/_pdf>，（参照 2017-8-26）.