

MFC と下肢関節角度の相関値を用いたフレイル高齢者の歩行解析

Gait analysis of frail elderly using correlation values between MFC and lower limb joint angles

○学 後藤 優歩 (信州大) 正 秋山 靖博 (信州大) 正 岡本 正吾 (都立大)
松井 康素 (長寿研) 武田 夏佳 (長寿研) 平野 裕滋 (長寿研)

Yuho GOTO, Shinshu University, 20f2031a@shinshu-u.ac.jp
Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University
Shogo OKAMOTO, Tokyo Metropolitan University
Yasumoto MATSUI, National Center for Geriatrics and Gerontology
Natsuka TAKEDA, National Center for Geriatrics and Gerontology
Yuji HIRANO, National Center for Geriatrics and Gerontology

Preventing falls and improving gait function in the elderly is crucial for addressing the increasing number of care recipients and extending healthy life expectancy. Elderly individuals with potential for improvement in motor function due to age-related decline in muscle strength are referred to as frail elderly. Therefore, gait measurement experiments were conducted targeting frail elderly individuals. This study focused on a gait parameter called Minimum Foot Clearance (MFC). Decreased MFC increases the risk of stumbling due to contact between the foot and the ground, leading to an increased risk of falls. Therefore, the aim of this study was to elucidate the gait parameters that influence the increase or decrease in MFC. Correlation analysis was conducted using MFC and other gait parameters, revealing that the upper leg angle at MFC was a parameter that may influence changes in MFC.

Key Words: Gait Analysis, Frail Elderly, Minimum Foot Clearance

1. 緒言

寿命の延伸と共に、転倒予防はその重要性が増加している。高齢になると、小さな転倒でも骨折につながることもある。これは、加齢とともに筋力が低下し、歩くときなどに足が上がりなくなるなどの歩行機能低下により転倒しやすくなることに加えて、骨ももろくなっていくためである。このような運動器の機能低下によって移動機能が低下した状態をロコモ、または身体的フレイルと呼ぶ[1]。特に大腿骨近位部を骨折すると、立つことや歩くことができなくなり、要介護や寝たきりになる危険が高まる[2]。65歳以上の要介護の原因で転倒・骨折は全体の13%を占め、第4位となっており、要介護者増加の問題を引き起こす大きな1つの原因となっている[3]。

フレイルは要介護状態に至る前段階だが、自分の状態と向き合い予防に取り組むことでその進行を緩やかにし、健康に過ごせていた状態に戻すことが可能であることから、転倒予防・歩行機能改善の期待できる時期である。

私は最小足底高さ (MFC : Minimum Foot Clearance) という遊脚期の地面と足裏が水平になるタイミングの地面から足裏までの高さとして定義される歩行パラメータに注目した。MFCの減少は足部と地面との接触による躓きが発生しやすくなるため、転倒リスクを増加させることになる。そこで、本研究ではフレイル高齢者の歩行計測実験を行いフレイル高齢者の歩容でMFCに影響を与える可能性のある歩行パラメータの解明することを目的とする。

また、本研究室では無動力型の歩行補助デバイスに注目して研究を進めている。無動力型は装着者の動きをアシストの動力としているため、軽いアシストで歩行を補助する。そのため、装着者本人の歩容がアシスト効果に大きく関わってくる。装着者の歩行の特性を解析することで、アシストデバイスで効果的なアシストを見込めるかを明らかにする必要がある。本研究では、先行研究[4]で健康高齢者に対して行われたデバイスへの適性を評価した指標がフレイル高齢者の歩容にも当てはまるものであるのか歩行解析を行い確認することを第二の目的とする。

2. 方法

2.1 被験者

計測対象となった被験者は国立長寿医療研究センターのロコモ度テストでロコモと診断された患者から募集した65~93歳(平均83.5歳)のフレイル高齢者男女10名である。

2.2 歩行計測実験

本実験では慣性式 (IMU : Inertial Measurement Unit) モーションキャプチャ (MVN Awinda, Xsens 社製) と光学式モーションキャプチャ (OptiTrack, NaturalPoint 社製) の2種類のモーションキャプチャシステムを利用して計測を行った。IMUを被験者の17か所に、光学マーカを下肢の特徴点13か所 (Ankle (LR), Toe (LR), Heel (LR), ASIS (LR), PSIS (LR), MT5 (LR), Pelvis のIMU (同期用)) に装着し、Fig.1のような歩行ルートを被験者のペースで歩行スタート位置から11周して10周分の定常歩行データを計測した。

本研究は直線歩行エリア (エリアAとエリアB) のIMU歩行データを抽出し解析を行う。1周あたり5ストライド (10ステップ) 程度計測できた。

エリアBは歩行路回送エリアでありIMUのデータのみでの解析となるが、エリアAは光学式モーションキャプチャのカメ

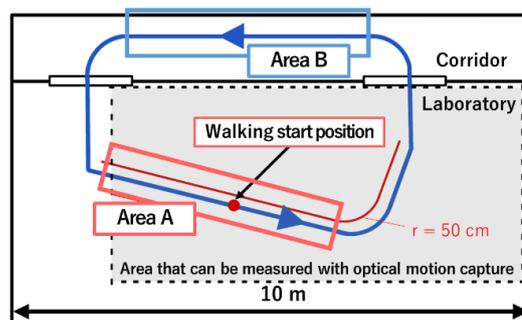


Fig. 1 Walking Route

ラに写る範囲であり、IMU データから算出する MFC の妥当性の検証に利用する。

この実験は、信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会」の許可のもとに行われた（許可番号 371）。

2.3 計測データの確認

慣性式モーションキャプチャシステムによって計測した被験者の動きをモデルで再現させ、様々な方向から歩容の確認した。さらに、IMU からのパラメータの値が実際の歩行計測実験で観察した被験者の様子と一致するものであるかの確認を行った。その中で計測データに問題のあった 3 名のデータ解析を保留にし、本研究ではフレイル高齢者 7 名、また、若年健康者のデータとして学生 2 名の歩行解析を行った。

2.4 MFC 定義

遊脚期の足部が地面に対して水平になるとき（MFC Phase）の地面から足裏までの距離を MFC と定義する（Fig.3）。

IMU データからの MFC Phase 推定には踵と爪先のデータと足のピッチ角データを用いる。遊脚中に足のピッチ角が正から負に切り替わったフレームを MFC Phase と定義する。MFC の算出には足の鉛直方向の座標を利用する。実験開始時の直立状態の足の鉛直方向の座標位置を踝高さとし、MFC Phase の足の鉛直方向の座標位置と踝高さの差をとることによって MFC が求められる。

光学マーカデータからの MFC 算出には踵マーカと爪先マーカを利用する。踵マーカと爪先マーカの座標位置データから足の傾き角度を算出する。足の傾き角初期値（直立時の算出結果）をオフセットとしてすべての算出結果から引くことによって、足のピッチ角を算出する。そして遊脚中に算出した足のピッチ角が正から負に切り替わったフレームを MFC Phase と定義する。MFC の算出には踝マーカの鉛直方向の座標を利用する。実験開始時の直立状態の踝マーカの鉛直方向の座標位置を踝高さとし、MFC Phase の踝マーカの鉛直方向の座標位置と踝高さの差をとることによって MFC が求められる。

2.5 歩行パラメータの算出

歩容の特徴を捉えるため MFC に影響を与える可能性のある

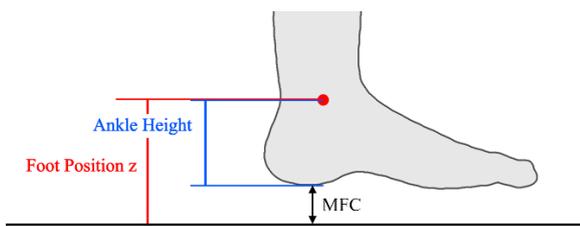


Fig. 3 Minimum Foot Clearance (MFC)

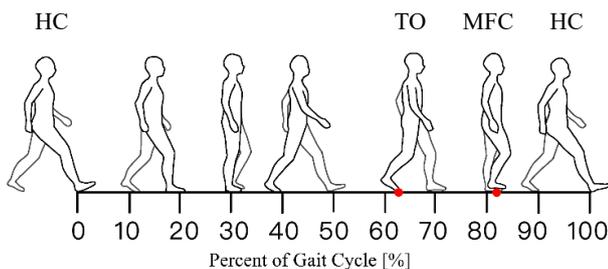


Fig. 4 Gait Cycle

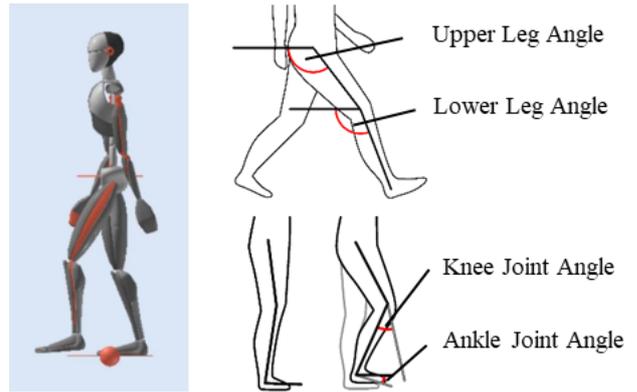


Fig. 5 MFC Phase

Fig. 6 The definition of Leg Angle

歩行イベントである踵接地時（Heel contact : HC Phase）、爪先離地時（Toe off : TO Phase）、MFC 時（MFC Phase）（Fig.4）の各関節角度などを含んだ 4 個の歩行パラメータを算出した。その中でも MFC に特に影響があると考えられた先行研究[4]でも使われた MFC 時の大腿角度、膝関節角度、下腿角度、足関節角度に注目した、MFC 時の姿勢と歩行パラメータの定義を Fig. 5, 6 に示す。

2.6 相関分析

MFC と算出した 21 の歩行パラメータの散布図のプロットと相関値、 p 値の算出を行い MFC と相関を持つパラメータの分析を試行錯誤的に行った。

また、本研究では MFC の算出結果がより正確なものであることが重要になってくるため、エリア A のみのデータを利用して光学式のデータから算出した MFC とそれに対応する慣性式のデータから算出した MFC の相関分析を行い、妥当性を検証した。

すべてのデータ解析は、MATLAB（The Mathworks, Natick, MA）を使用してオフラインで実行した。

3. 結果

3.1 歩行パラメータの算出結果

算出した MFC と MFC 時の関節に関する角度の歩行パラメータ（左足が遊脚中の左 MFC 時）の平均値と標準偏差を Table. 1 に示す。Frail Elderly はフレイル高齢者の歩行計測実験での算出結果であり、Young は慣性式モーションキャプチャと光学式モーションキャプチャの精度比較のため行った 3 分間の健康者歩行計測実験での算出結果である。また、MFC や歩行パラメータの算出結果とともに被験者のロコモ度（LS Stage）と虚弱度（Frailty）も Table. 1 に示す。ロコモ度は 1, 2, 3, の順で移動機能が低下していることを示し、虚弱度は Robust, P.Frail, Frail の順で心身が弱くなってきた状態を示す。

3.2 MFC

Table. 1 より、虚弱度別に MFC の平均値を算出すると、Robust は 2.79 cm, P.Frail は 2.50cm, Frail は 1.65 cm である。虚弱度別に MFC の平均値を算出すると、ロコモ度 1 は 2.76 cm, ロコモ度 2 は 2.54 cm, ロコモ度 3 は 2.14 cm である。また、ロコモ度 3 で虚弱度が Frail のフレイル高齢者 MFC の平

Table. 1 Mean of MFC and mean of gait parameters in MFC Phase (Mean \pm SD)

SBJ No.	LS stage	Frailty	LUpperLeg	LKnee	LLowerLeg	LAnkle	LMFC [cm]	RMFC [cm]	
			(LMFC Phase) [deg]	(LMFC Phase) [deg]	(LMFC Phase) [deg]	(LMFC Phase) [deg]			
Frail Elderly	2	1	Robust	117.5 \pm 1.36	25.4 \pm 2.02	92.1 \pm 1.39	-0.71 \pm 1.39	2.76 \pm 0.37	2.89 \pm 0.33
	3	2	P.Frail	117.2 \pm 1.18	25.1 \pm 1.64	92.1 \pm 1.55	-0.61 \pm 1.21	2.63 \pm 0.35	2.39 \pm 0.38
	5	3	Frail	111.7 \pm 1.72	24.2 \pm 2.56	87.7 \pm 1.64	3.20 \pm 1.50	1.97 \pm 0.42	1.23 \pm 0.34
	7	3	Robust	116.1 \pm 1.79	34.3 \pm 2.00	81.8 \pm 1.90	9.72 \pm 1.80	2.81 \pm 0.48	3.42 \pm 0.36
	8	3	P.Frail	113.1 \pm 1.04	22.8 \pm 1.48	90.5 \pm 1.01	0.17 \pm 0.91	2.43 \pm 0.32	1.72 \pm 0.27
	9	3	Frail	106.2 \pm 1.18	11.6 \pm 1.55	94.7 \pm 1.07	-4.21 \pm 1.01	1.34 \pm 0.29	1.64 \pm 0.31
	10	2	P.Frail	115.8 \pm 1.07	22.6 \pm 2.31	93.3 \pm 2.02	-2.34 \pm 1.83	2.45 \pm 0.28	4.24 \pm 0.55
Young	1	-	-	117.0 \pm 0.94	23.5 \pm 1.76	93.4 \pm 1.89	-1.71 \pm 1.52	2.77 \pm 0.35	3.26 \pm 0.34
	2	-	-	109.0 \pm 1.45	22.9 \pm 2.19	86.0 \pm 2.52	6.23 \pm 1.93	2.97 \pm 0.29	3.02 \pm 0.36

均値は 1.65 cm であり、若年健常者の MFC の平均値は 2.87 cm である。ただしこの算出結果は左 MFC のみの値である。

若年健常者の MFC とロコモ度 3 で虚弱度が Frail のフレイル高齢者 MFC の値を比較すると 1 cm 以上フレイル高齢者の方が低いことがわかる。また、フレイル高齢者の中でもロコモ度が 1 で虚弱度が Robust の被験者 2 は若年健常者に近い値となり、ロコモ度や虚弱度がどちらも重い被験者ほど値が低くなった。

Khandoker らの研究[5]では、健常高齢者と転倒歴のある高齢者の MFC を光学式モーションキャプチャによって計測し比較を行った結果、健常高齢者より転倒歴のある高齢者の方が MFC の平均値が高くなりばらつきがみられることが報告された。Khandoker らはまた別の研究結果として、直近で転倒を経験していない高齢者の最小つま先高さが若年者に比べて低下することも述べている[6]。本研究の計測の対象となったフレイル高齢者は、加齢が原因で移動機能が低下している被験者で、病气や怪我が原因ではないため、先行研究で得られた直近で転倒を経験していない高齢者の最小つま先高さが若年者に比べて低下するという結果に近いものであることが考えられる。また、先行研究のように移動機能が低下した被験者ほど MFC のばらつきが大きくなるような傾向は本研究のフレイル高齢者の計測結果ではみられなかった。

3.3 IMU データから算出する MFC の妥当性

エリア A のみのデータを利用して光学式のデータから算出した MFC とそれに対応する慣性式のデータから算出した MFC の相関分析を行った。結果としては、すべての被験者で p 値が有意水準 0.05 未満で有意な差があり、正の相関があったことから、慣性式モーションキャプチャからのデータを利用した MFC と歩行パラメータの相関分析には影響しないものと考えられる。

3.4 MFC と歩行パラメータの相関分析

試行錯誤的に MFC とその他の歩行パラメータを選択し相関分析を行った。 p 値が有意水準 0.05 未満のとき両変数間には相関があると結論づける。

相関分析の結果、すべての被験者で p 値が低く有意な差があると確認された MFC と MFC 時の大腿角度の相関値と p 値

を Table. 2 に示す。また、先行研究でデバイス適性の指標として使われた MFC と MFC 時の足関節角度の相関値と p 値も Table. 2 に示す。

3.5 先行研究での相関値

先行研究では、開発した無動力型歩行補助デバイスが背屈を促すことで MFC を増加させるという原理であることから、MFC 時の足関節角度と MFC に正の相関がある被験者はデバイスにおいて効果的なアシストが得られるという仮説を立てた。この仮説の下、相関値という歩容の動的傾向からデバイスへの適性を判断することが可能になると考えられ、指標として採用された。

しかしながら、今回のフレイル高齢者の歩行計測実験で得たデータからの算出結果では p 値が大きく有意な差があるとはいえない被験者がほとんどであった。そのため、フレイル高齢者の解析には先行研究で使われた指標は適さない可能性が高いことが分かる。

3.6 MFC 時の大腿関節角度

一方、MFC と MFC 時の大腿角度間においてすべての被験者で有意差があり、動的な傾向がみられた。例としてロコモ度 3 で虚弱度が Frail のフレイル高齢者の被験者 5 の MFC と MFC 時の大腿角度の散布図を Fig. 7 に示す。このことから、フレイル高齢者の歩容では、MFC の増減に MFC 時の大腿角度の大きさが影響を与える可能性が考えられる。

Table. 2 MFC – Gait Parameters, Correlation (Corr.) and p-value (* $p \leq 0.05$, ** $p \leq 0.01$, *** $p \leq 0.001$)

SBJ No.	n	MFC - UpperLeg angle(MFC Phase)		MFC - Ankle joint angle(MFC Phase)	
		Corr.	p-value	Corr.	p-value
2	61	0.39	**	-0.22	0.08
3	39	0.86	***	-0.40	*
5	85	0.78	***	0.34	**
7	75	0.82	***	-0.27	*
8	77	0.74	***	-0.10	0.40
9	55	0.30	**	0.10	0.48
10	38	0.59	***	-0.11	0.53

3.7 フレイルとMFC時の大腿角度

被験者ごとのMFCの平均値とMFC時の大腿角度の平均値の散布図 (Fig. 8) をプロットしロコモ度や虚弱度との関係を考察した。図からわかることは、MFC時の大腿角度が大きい被験者ほどMFCが大きくなっている。また、本実験の結果からは、ロコモ度と虚弱度がどちらも診断結果が重い(移動機能が低下していると診断された)被験者ほどMFCが小さい傾向にあることが分かる。

このことから、フレイル高齢者の歩容は転倒予防のためMFCを増加させるために、MFC時の大腿関節角度を大きくするよう意識することが転倒予防につながると考えられる。またこの結果から、フレイル高齢者の歩容においてMFC時の大腿角度を増加させるようなアシストが効果的なアシストである可能性が高いため、先行研究で開発されたアシストデバイスの改良点としてあげられる。

4. 結言

本研究ではフレイル高齢者の歩容でMFCの増減に影響を与える可能性のある歩行パラメータを明らかにすることを目的とし、慣性式モーションキャプチャシステムを使ったフレイル高齢者の歩行計測実験を行った。計測したデータから歩容を特徴づける歩行パラメータを算出し、MFCと相関分析を行った。

相関分析の結果、MFCとMFC時の大腿角度間において有

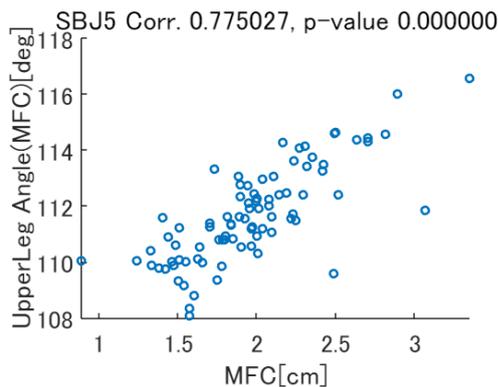


Fig. 7 Scatter plot (MFC – Upper Leg Angle (MFC Phase))

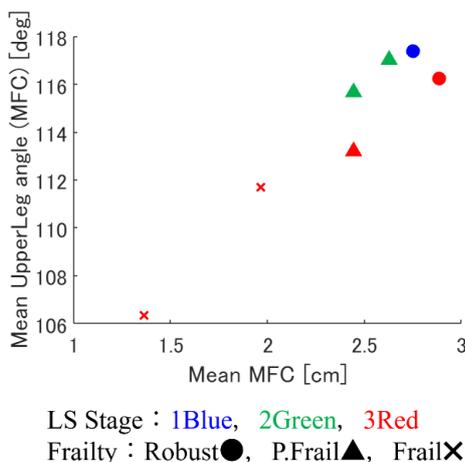


Fig. 8 Scatter plot (Mean MFC – Mean Upper Leg Angle (MFC Phase))

意差がある被験者が多く、動的な傾向がみられた。また、フレイル高齢者が歩行補助デバイスを使って転倒予防のためMFCを増加させるには、MFC時の大腿角度のアシストが効果的である可能性が高いことがいえる。

本研究を進める過程でフレイル高齢者の歩容は個人差が大きく傾向がつかみづらいことが分かった。ロコモやフレイルに当てはまる方が歩行機能を改善するにはどういった対策が必要なのかを具体的に考察していきたい。また、今回慣性式モーションキャプチャのIMUから得たデータのみでの解析だったが、光学式モーションキャプチャから得たデータともMFCの線形回帰分析を行った結果、2つのシステム間にはオフセットがあったことや線形モデルの係数が約0.6であったことなど数値自体の比較を行うには無視できない点があった (Fig. 9)。これらの評価や先行研究との比較も今後行う方針である。

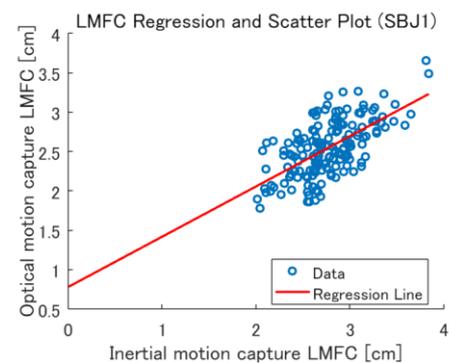


Fig. 9 Scatter plot (Inertial motion capture MFC – Optical motion capture MFC)

参考文献

- [1] 日本医学会連合, 「フレイル・ロコモ克服のための医学会宣言」解説, 2022, https://www.jmsf.or.jp/activity/page¥_792.html.
- [2] 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巻, 3号, pp11-20, 2015
- [3] 内閣府, “令和4年度版高齢社会白書.”
- [4] Takuya Mayumi, Yasuhiro Akiyama, Shogo Okamoto, Yoji Yamada, "Identification of healthy elderly's gait characteristics by analyzing gait parameters.", Proceedings of IEEE International Conference on Intelligence and Safety for Robotics (ISR'21), pp. 220-223, Nagoya, 2021, Mar.
- [5] Khandoker, Ahsan H et al. “A comparative study on approximate entropy measure and poincaré plot indexes of minimum foot clearance variability in the elderly during walking.” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 5.1 (2008): 4. doi: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-4>
- [6] Khandoker, Ahsan H et al. “Investigating scale invariant dynamics in minimum toe clearance variability of the young and elderly during treadmill walking.” IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society vol. 16,4 (2008): 380-9. doi:10.1109/TNSRE.2008.925071