

IMU モーションキャプチャを利用した Robust/Frail と診断された高齢者の歩行解析

○平野裕滋（国立長寿医療研究センター）、秋山靖博（名古屋大学大学院工学研究科機械システム工学）、中村響（名古屋大学大学院工学研究科機械システム工学）、山田陽滋（名古屋大学大学院工学研究科機械システム工学）、松井康素（国立長寿医療研究センター）

Gait Analysis of Elderly Patients Diagnosed as Robust/Frail Using IMU

Motion Capture

○ Yuji HIRANO (National Center for Geriatrics and Gerontology), Yasuhiro AKIYAMA (Graduate School of Mechanical Systems Engineering), Yoji YAMADA (Graduate School of Mechanical Systems Engineering), Hibiki NAKAMURA (Graduate School of Mechanical Systems Engineering), and Yasumoto MATSUI (National Center for Geriatrics and Gerontology)

Abstract: This manuscript describes a gait analysis with six participants each diagnosed as Frail/Robust, using inertial measurement unit motion capture. As a result, frail showed a small movement of the center of mass when walking, and robust showed a large movement of the center of mass. In addition, toe clearance showed a lower value for frail than for robust.

1. 緒言

加齢に伴い歩行、排せつ、食事、入浴、そして着脱衣行為などの日常生活動作はすべての項目で低下するが、特に加齢に伴う低下が最も著しいのが歩行動作である[1]。このことは、虚弱高齢者における日常生活動作が歩行能力の影響を受ける[2]ことにつながる。高齢者が歩行能力を維持することは、日常生活動作能力の低下によりやがて要介護状態に陥ることを回避または遅らせることにつながると期待されるため、虚弱高齢者の歩行を解析し、これに基づき適切な介入をすることは高齢者の健康の維持・向上に有意義である。しかし実験室において虚弱高齢者の歩行を解析することは、高齢

者の実験室までの交通手段や歩行解析中の安全性確保の観点から困難である。そのため、健常成人や健常若年者を対象とし高齢者疑似体験装具を装着して歩行解析が行われているが[3][4]必ずしも虚弱高齢者の歩行能力の実態を表すものではない。

本研究では臨床現場において歩行距離や場所の制約がより軽微になると期待される Inertial measurement unit (IMU)を用いたモーションキャプチャを虚弱高齢者に適用することにより、虚弱高齢者と健常高齢者との違いを表すパラメータの抽出を行い、それらの有用性を検証する。

Table 1 Japanese version of the cardiovascular health study criteria

項目	質問内容
1 体重減少	過去6カ月間で体重が2 kg以上の減少有無？”有”
2 主観的疲労	過去2週間の間で訳もなく疲れた感じの有無？”有”
3 運動習慣	定期的な健康のために中強度の運動またはスポーツ実施有無？定期的な健康のために低強度の運動実施有無？両方の質問に対して”無”
4 歩行速度低下	歩行速度<1.0m/s
5 握力低下	男性：握力<28Kg, 女性：握力<18Kg
判定	項目数0：Robust、項目数1-2：Prefrail、項目数3以上：Frail

Table 2 Participant attributes

項目	Robust			Frail		
	R1	R2	R3	F1	F2	F3
性別	男性	男性	男性	女性	女性	女性
年齢	85	81	84	84	83	87
身長 (cm)	163.5	162.2	155.9	155.9	148.1	147.6
体重 (Kg)	62.3	56.5	52.4	59.0	49.6	45.6
右脚力 (Kgf (N))	38.7 (379.3)	29.5 (289.1)	28.6 (280.3)	15.2 (149.0)	6.8 (66.4)	15.3 (149.9)
左脚力 (Kgf (N))	32.7 (320.5)	24.6 (241.1)	27 (264.6)	6.5(63.7)	13.4(131.2)	15.8(154.8)
右片脚立位保持 (秒)	5.35	20.52	60.00	17.53	3.03	0.95
左片脚立位保持 (秒)	8.85	15.27	60.00	9.66	1.31	2.34
歩行速度 (m/s)	1.03	1.26	1.11	0.77	0.61	0.54
歩幅 (cm)	53.6	65.9	63.3	49.5	32.2	26.0
歩隔 (cm)	5.3	8.4	8.3	9.1	12.8	12.6

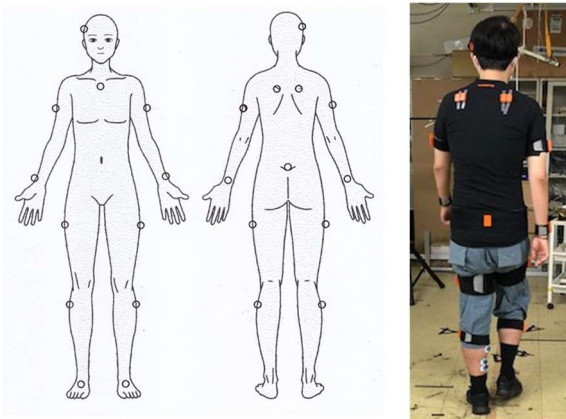


Fig.1 Accelerometers mounted on the subjects' body parts: The marks ○ indicate the positions of the IMU motion capture. The photo on the right shows how the accelerometers are equipped on the body of a subject

2. 方法

当院ロコモフレイル外来を受診した患者でロコモフレイルレジストリ研究に参加同意をされた参加者のうち Japanese cardiovascular health study の基準(Table 1)に従って Frail および Robust と診断された 6 名(男性 3 名, 女性 3 名)を対象とした. 参加者の属性を(Table 2)に示す.

参加者それぞれに対して, (Fig.1)に示すように IMU モーションキャプチャの加速度センサを右側頭部, 左右の上腕部, 前腕部, 左右の肩甲骨上角部, 大腿部, 下腿部, 足背部, 第 5 腰椎棘突起部, 胸骨丙直上, に合計 15 個装着した.

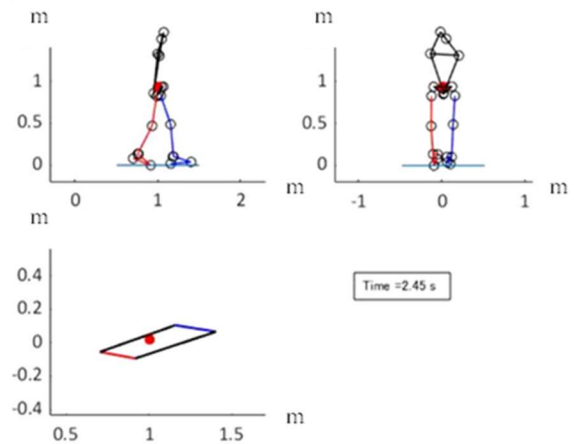


Fig. 2 Stick pictures

The vertical and horizontal axes of the figure represent the moving distance of the joint markers. The time in the picture represents the elapsed time from the start of walking.

参加者は, それぞれ IMU を装着して, まずキャリブレーションが行われ, その後シート式足圧接地歩行分析装置(Walk Way :MW-1000 アニマ社, 東京))(WW) 2.4 m の前後に 2 m の助走路を含む 6.4 m の歩行路上を参加者が普段歩行している快適歩行速度にて 2 回歩行し, その後 30 m の直線路を快適歩行速度にて歩行した. 参加者は虚弱高齢者であるので, 歩行中のバランス喪失による転倒防止のため, 理学療法士が参加者の後側方に歩行追従した.

Table 3 Results of anterior MOS, outside MOS, and sole clearance

	Robust					
	R1		R2		R3	
	左足	右足	左足	右足	左足	右足
MOS前後方向 (cm)	6.80±1.46	3.77±1.63	-4.75±1.66	-15.26±2.22	-2.24±2.06	-3.22±2.43
MoS外側方向 (cm)	-0.59±1.62	-0.49±2.91	-0.97±1.24	3.87±0.96	-5.45±2.19	2.00±0.82
足底クリアランス (cm)	2.65±0.54	4.37±0.73	3.27±0.42	2.91±0.47	1.80±0.33	2.69±0.46
	Frail					
	F1		F2		F3	
	左足	右足	左足	右足	左足	右足
MOS前後方向 (cm)	12.48±0.66	9.12±1.16	4.76±1.68	1.40±1.86	4.78±2.12	5.48±2.45
MOS外側方向 (cm)	-3.66±0.77	0.46±1.51	4.54±1.84	9.17±1.84	6.27±2.08	1.09±1.08
足底クリアランス (cm)	1.83±0.63	1.53±0.53	0.75±0.50	1.08±0.31	0.61±0.30	0.38±0.25

IMU から得られたデータにより動画スティックピクチャを作成し (Fig. 2), スティックピクチャの動きから左右下肢それぞれの立脚期 (単脚支持) 時間を同定し, 立脚期の一時刻におけるデータを用いて支持基底面 (BOS) と動的な推定質量中心 (XCOM: extended center of mass) との関係から Margin of stability (MOS) [6] を以下の式 (1), (2) により算出した.

$$XCOM = z + \frac{v_z}{\omega_0} \quad (1) \quad [7]$$

Z : COM の水平位置座標, v_z : COM の速度 (m/s),

$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$: 固有振動数 g:重力加速度 (9.81 m/s²), l :

COM から足部までの距離 (m)

$$MOS = BOS - XCOM \quad (2)$$

BOS: base of support, COM: center of mass

1) MOS (前後方向) の算出: 前後方向速度は別途 WW にて計測した歩行速度を使用した. IMU データより得られた立脚期の一時刻におけるそれぞれのピーク値が各ストライドの MOS に相当する.

2) MOS (外側方向) の算出: つま先と踵の中点を支持点として定義する. 重心と支持点の接近速度を求め, 横方向の移動速度として使用した. MOS (外側方向) 値

は負になることがあるが, 足背上におけるセンサの位置と足の幅の誤差と考えられるので数cmであれば許容できる. 立脚期における最小値が各ステップの MOS である.

3) 足底-床面クリアランスの算出: 各足のつま先, 踵のうち Z 座標が小さい方を足底クリアランスとして定義した. Z 軸座標値が負となるのを防止するため, モデル中の Z 軸方向の最小値が 0 となるように各マーカー Z 座標を補正した.

参加者それぞれの MOS および足底クリアランスは 6 秒間における歩数データの平均値とした.

本研究は, 当センターの倫理委員会の承認 (ロコモ・フレイル・サルコペニアレジストリ研究 No.881) を得て, 各参加者から書面によるインフォームド・コンセントを得た上で実施した.

3. 結果

(Table 3)に示すように MOS (前後方向)において Robust 被験者 (Robust) は被験者 R1 のみ両足とも正の値を示し, 他の被験者は両足ともにすべて負の値であった. 一方 Frail 被験者 (Frail) は両足とも全て正の値を示した. MOS (外側方向) では被験者 R1 のみ両足とも負の値を示したが, 被験者 R2, R3 は左足が負の値を示し, 右足は正の値を示した. 一方, Frail では被験者 F1 の左足のみが負の値を示した以外, 被験者 F2, F3 は両足ともに正の値を示した.

足底クリアランスの値は Robust のほうが Frail より高

値の傾向があった。

4. 考察

MOS 数値の解釈として、これが正の値を示す場合は BOS 内に重心が位置し安定した状態を表し、負の値を示す場合には BOS 外に出ることを予測し不安定な状態を表す。

MOS (前後方向) についての結果は Robust 被験者一人を除き他の二人は両足ともに負の値を示し、Frail では3人ともに正の値を示した。

これらのことより Robust は歩行時に前方へ支持基底面を超えて重心を移動させていくことを示し、一方 Frail は支持基底面の中で重心を移動させていることになる。

MOS (前後方向) が Frail に大きい理由としては重心移動速度が遅い為に推定質量中心が BOS の中心近くに位置していたためと思われる。このことは Frail の歩行は、遅い速度で支持基底面内に常に重心を位置させて歩いている事を示している。遅い歩行速度には歩幅が関わっており、歩幅が小さくなる要因の一つとして下肢筋力低下が指摘されている[8]。本研究における Frail は、(Table 2)で示した如く NILS-LSA [9]で得られた同年代女性の歩幅 (56.3 cm) や、歩行速度 (108.6 cm) 左膝伸展筋力 (175.4 N = 17.9 Kgf) , 右膝伸展筋力 (192.1 N = 19.6 Kgf) より値が小さいので得られた結果と矛盾はしない。

MOS (外側方向) に関しても Frail のほうが Robust に比べ大きい傾向があった。このことは Frail が BOS 限界までの重心移動を避けて、XCOM が支持基底面内の COM に近い位置でのより安定した歩行をしていると推測される。不安定な歩行は横方向の重心移動のばらつきが大きくなる[10]ので今後の研究において横方向の安定性を議論する際はその平均値の比較より分散値に注目して進める必要があると考える。

足底クリアランスにおいては Robust のほうが Frail に比べ大きい傾向を示した。小林[4]らは転倒経験高齢者のつま先軌跡の研究のなかで、遊脚期前半のつま先高が転倒経験者では低いと報告していることから、本研究参加者の Frail の参加者は Robust のそれと比べて極めて低い高さの障害物につま先を引っかけて躓く危険

性がより高くなると考える。

本パイロットスタディにおける研究上の限界はカメラ動画の撮影が出来なかったことにより参加者の各歩行周期と加速度データの参照が出来なかったことと、症例数が少ないため Robust は男性のみ、Frail が女性のみとなってデータに偏りが生じていることである。

またパイロットスタディを通しての問題点は、四肢遠位、特に足背に取り付けたセンサにおいて観測された信号に大きなノイズが出現していたことである。今後症例数を増やし、同じ手法での研究をする際には足部センサをしっかりと固定することにより、ノイズの原因となる体の動き以外のセンサの揺れが生じないように考慮する必要がある。

参考文献

- [1] 芳賀博 その他, 地域老人の日常生活動作能力に関する追跡的研究, 民族衛生, 54(5), 217-233 (1988)
- [2] Guralnik, et al., Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. THE NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE, 332, 556-561 (1995)
- [3] 奥壽郎その他, 杖の使用が重心動揺に与える影響—高齢者疑似体験装具装着での基礎的研究—, 理学療法学, 24(2), 235-239 (2009)
- [4] 小林陽子その他, 高齢者疑似体験装具装着による歩行への影響, 2002, 山梨看護ジャーナル, 1(1), 33-36 (2002)
- [5] Satake S, Shimada H, Yamada M, et al. Prevalence of frailty among community-dwellers and outpatients in Japan as defined by the Japanese version of the Cardiovascular Health Study criteria. *Geriatr Gerontol Int.*;17(12):2629-2634 (2017) doi:10.1111/ggi.13129
- [6] Hof, et al., The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics.* 38, 1-8 (2005)
- [7] Hof et al, Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *The Journal of Experimental Biology,* 213, 2655-2664 (2010)
- [8] 西澤哲, ほか, 高齢者歩行の決定要因. *バイオメカニズム*, 15, 131-140 (2000)
- [9] National Institute for Longevity Sciences Longitudinal

Study of Aging (NILS-LSA) Monograph^{5th}. Physical function tests and physical activities <http://www.ncgg.go.jp/ri/lab/cgss/department/ep/monograph5th/documents/5th10exercise.pdf>. Published July 2006. Accessed Oct.18, 2021

- [10] Bauby, et al., Active control of lateral balance in human walking. *J of Biomechanics*, 33(11), 1433-1440 (2000)