

## 1. はじめに

加齢や筋力の低下などから運動器の機能が衰え、寝たきり・要介護になる可能性の高い状態のことをロコモティブシンドローム（以下、ロコモ）という [1]。健康な生活を維持するためにもロコモの早期発見、予防、治療が重要である。一般的なロコモ診断手法には、アンケートと運動テストが用いられる。前者は、対象者の主観に左右され、後者は過度な身体的負担を対象者に掛けてしまう問題点がある。客観的な評価指標としてよく利用されるのが加速度センサであり、腰部や下肢に取り付け歩行を評価するが [2]、接触型であるため違和感を与えてしまい、日常通りの歩行を測定できない恐れがある。

そこで本研究では、マイクロソフト社製の Azure Kinect<sup>®</sup>（以下、Kinect）に搭載されているボディトラッキング機能 [3] を使用して、患者の歩行動作をデータ化し、非接触非拘束で身体的負担を抑えた測定を行う。一方で、理学療法士（以下、PT）の目視に基づくロコモ診断の結果を感性評価手法の 1 つである VAS を用いて取得する。これら歩行データを入力、VAS を出力とした数理モデルによって PT の判断をモデル化する。なお、人間の主観には曖昧な感覚が存在するため、数理モデルにはファジィ線形回帰モデルを採用する。

## 2. Kinect による歩行データの取得

60～80 歳代の 32 名の被験者を対象に Kinect を用いて歩行データを取得する。本研究で使用する Kinect は Depth センサが装備されており、2 次元平面内に深度情報を表現することが可能である。この情報に基づいて 32 点の骨格座標を 3 次元的に取得するボディトラッキング機能を用いて、歩行をデータ化する。なお、骨格座標は各軸ともにミリメートル単位で取得できる。測定環境を Fig. 1 に示すとともに説明を以下に記す。なお、Fig. 1 中の (a)～(d) と以下の (a)～(d) は対応している。

- (a) Kinect（三脚の中心）の位置を 0m と定義
- (b) 4.5m 地点から 1.7m 地点を測定区間と定義
- (c) 測定区間において定常な歩行を確保するため、歩行開始を 4.5m より 1m 程遠方とし、歩行停止を 1.7m より Kinect 側に手前 1m と設定
- (d) 実験協力者は普段通りの速さで歩行

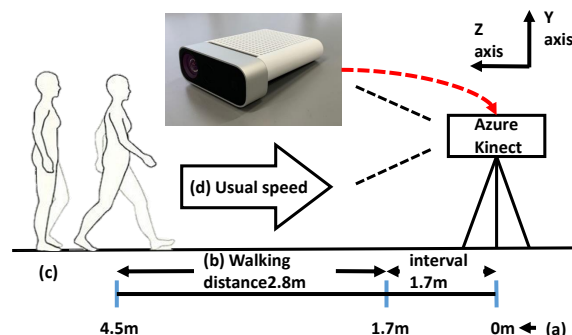


Fig. 1 測定環境イメージ図

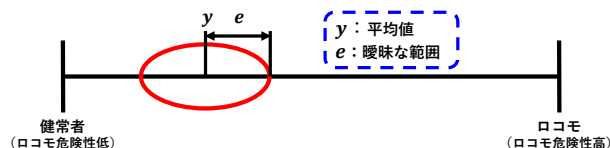


Fig. 2 VAS 法によるロコモ診断の回答例

## 3. VAS 法を用いた客観的ロコモ診断

5 名の PT に目視によるロコモ診断を依頼した。診断の回答例を Fig. 2 に示す。これはファジィ評定法と VAS を組み合わせたものであり [4]、楕円は回答の迷いを意味し、楕円の軸方向の径が迷いの範囲である。また、ロコモ診断の際に着目する歩行の特徴について併せてアンケート調査を行った。

## 4. 歩行データの特徴量抽出

PT のアンケート回答には、「身体動揺」と「歩行速度」がロコモ診断の着目点として挙げられていた。そこで、Kinect で取得可能な関節のうち、重心位置に最も近い骨盤関節 [3] に着目し、「重心の変動の大きさ」と「歩行速度」を特徴パラメータとした。その導出方法を以下に示す。

- 1) 重心の変動の大きさ (X, Y, Z 軸) 骨盤関節の各軸の時系列データを高速フーリエ変換を用いて周波数解析を行う。パワースペクトル密度を導出し、Z 軸はパワースペクトル密度が最大をとる区間の周波数を抽出する。X, Y 軸はパワースペクトル密度が最大の区間の値を抽出し、重心の変動の大きさとする。
- 2) 歩行速度 (Z 軸) Fig. 1 より Z 座標は Kinect からの距離を示しているため、骨盤関節 Z 座標の変位とその経過時間を用いて歩行速度を導出する。

## 5. ファジィ線形回帰分析

### 5.1 説明変数・目的変数の定義

4. にて導出した特徴パラメータ  $\mathbf{x}_i = (x_{i1} \ x_{i2})$  を説明変数, PT による VAS の回答  $Y_i = (y_i, e_i)_L$  を目的変数とする ( $Y_i$  は L-L ファジィ数). ここで, 説明変数である指標は量的データであるため質的データ (0 と 1 の二値化) に変換する必要がある. **1) 重心の変動の大きさ** Z 軸のパワースペクトル密度がピークとなる区間の周波数が 1.56Hz 以下のときを (A), 1.56 より高いときを (B) として分ける.

(A) X, Y 軸のパワースペクトル密度のピークが  $100\text{mm}^2/\text{Hz}$  以上であれば健常者 (0), 未満であればロコモ (1) とする

(B) X, Y 軸のパワースペクトル密度のピークが  $100\text{mm}^2/\text{Hz}$  以上であればロコモ (1), 未満であれば健常者 (0) とする

**2) 歩行速度** 通常高齢者の基準値は 1.0m/s と報告されている. これを参考に, 基準値を超えていれば健常者 (0), 基準値以下であればロコモ (1) とする.

### 5.2 ファジィ線形回帰分析の概要

磯本らが提案したファジィ線形回帰分析 (以下, FLR) によって入出力間の因果関係を求める [5]. 2 変数の際のファジィ線形回帰式は式 (1) となる.

$$\begin{aligned} \hat{Y}_i &= A_0 \oplus A_1 \otimes x_{i,1} \oplus A_2 \otimes x_{i,2} \\ &\oplus \bar{A}_1 \otimes \bar{x}_{i,1} \oplus \bar{A}_2 \otimes \bar{x}_{i,2} \\ &= (\check{\mathbf{a}}^T \check{\mathbf{x}}_i, \check{\mathbf{c}}^T \check{\mathbf{x}}_i)_L \end{aligned} \quad (1)$$

$\hat{Y}_i$  は推定値である. また,  $A_j = (a_j, c_j)_L$  および  $\bar{A}_j = (\bar{a}_j, \bar{c}_j)_L$  はファジィ係数であり, 常に  $\forall \bar{a}_j = 0$  および  $\forall c_j, \bar{c}_j \geq 0$  を満たす. さらに,  $\bar{x}_{ij}$  は  $x_{ij}$  の NOT 部,  $\oplus, \otimes$  はファジィ数の加算, 乗算記号を表す. FLR では上記ファジィ係数の平均値  $\check{\mathbf{a}}$  および曖昧な範囲  $\check{\mathbf{c}}$  を求める.

## 6. 検証

各 PT ごとにファジィ線形回帰モデルを構築し, 算出されたファジィ係数から推定値  $\hat{Y}_i$  を求める. 真値である PT らの回答と比較し, モデルの推定精度を示す. 本研究では, ファジィ線形回帰によって推定した楕円が PT らの回答した楕円に重複する範囲があれば「推定できた」と判断して精度検証を行う.

また, データを 32 分割し学習データを 31, 検証データを 1 とする K-分割交差検証を用いた推定精度の検証を行う. K-分割交差検証の推定精度は, 32 例分の推定結果を平均し導出した. それぞれの結果を Table 1 に示す. Table 1 の全データをモデルに用いた推定精度と, K-分割交差検証を行った際の推定精度を用いて t 検定を行ったところ, 両者の推定精度に

Table 1 各 PT ごとの推定精度

PT ID	全データ 推定精度 [%]	K-分割交差検証 推定精度 [%]
PT1	37.50	37.50
PT2	46.88	40.63
PT3	56.25	56.25
PT4	78.13	68.75
PT5	65.63	65.63

Table 2 スピアマンの順位相関により導出した相関係数

	PT1	PT2	PT3	PT4	PT5
相関係数	0.386	0.551	0.414	0.445	0.547

有意差は認められなかった. つまり, 汎化性が著しく劣るモデルとはいえない. 一方, PT2, PT4 では K-分割交差検証により推定精度の低下がみられる. 原因として, 彼らのロコモ診断の再現性が低い恐れがある. そのため, 今後は PT のロコモ診断の再現性を探る必要がある.

つぎに, ファジィ線形回帰によって推定した楕円の平均値  $\hat{y}_i$  と PT らの回答した楕円の平均値  $y_i$  の関連性を調べるため, スピアマンの順位相関 [6] を用いて, PT ごとの相関係数を導出した (Table 2). Table 2 から, PT1 は相関係数が 0.2 以上の弱い相関, PT2~PT5 は相関係数が 0.4 以上の中程度の相関となっているため, 本モデルの推定値は真値である PT らの回答との間に相関があるといえる.

## 7. おわりに

本研究では, 患者の歩行から PT のロコモ診断を推定するモデル構築を目指し, Kinect で取得可能なデータを説明変数, PT による VAS の回答を目的変数としてファジィ線形回帰モデルを構築した. 説明変数として, 「重心の変動の大きさ」と「歩行速度」の定量値を用いることで, PT のロコモ診断を推定することが可能であることを示唆した.

## 参考文献

- [1] 新概念「ロコモティブシンドローム (運動器症候群)」, <https://www.joa.or.jp/public/locomo/>
- [2] 松本浩実 萩野浩: “3 軸加速度計歩行分析によるロコモティブシンドロームスクリーニングの妥当性について,” 運動器リハビリテーション Vol. 24, No. 4, pp. 383-389 (2013)
- [3] Azure Kinect ボディトラッキングの関節 — Microsoft Docs, <https://docs.microsoft.com/ja-jp/azure/kinect-dk/body-joints.html>
- [4] Sara de la Rosa de Saa, M. A. Gil, Gil González-Rodríguez, M. T. Lopez, and M. A. Lubiano: Fuzzy rating scale-based questionnaires and their statistical analysis, *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 23-1, 111/126 (2015)
- [5] 磯本, 櫛田, 深田: あいまいさを含む転倒・転落リスク判断の定量化に関する研究—ファジー理論に基づくアンケート解析手法の提案, 電学論 (D), J104-D-3, 164/171 (2021)
- [6] 6-2. ノンパラメトリック検定 順位相関係数 — 統計学の時間, <https://bellcurve.jp/statistics/course/26041.html>