

Depthデータの座標変換を伴う転倒・転落リスク推定

Fall Risk Estimation with Coordinate Transformation of the Depth Data

磯本 佳助[†] 榎田 大輔[†]

Keisuke Isomoto[†] Daisuke Kushida[†]

[†] 鳥取大学大学院 工学研究科 情報エレクトロニクス専攻

1 はじめに

医療現場における転倒・転落事故は、深刻な問題の一つである [1]. 日本国内の転倒・転落事故発生率は入院患者全体の 2.7%といわれており [2], これらの事故の内 51.3%がベッドサイドで生じている [3].

筆者らはこれまでに、Depth センサより得られた Depth データから、ベッド上における患者の転倒・転落リスク (患者の転倒・転落の危険性を示す指標) の推定を可能にしていた. Depth データとは、各ピクセルに 3 次元距離情報が保存された画像データである. Depth センサは非接触・非拘束に Depth データを取得するため、患者に対して不快感を与えることがなく、夜間の暗闇においても使用可能である. しかし、従来手法は画像を用いた解析を伴うため、Depth センサを特定の位置に設置する必要がある. そのため、病室のレイアウトによっては Depth センサの設置が難しく、従来手法を使用できないという問題があった.

そこで本論文では、重力ベクトルとベッド辺に基づく Depth データの座標変換手法を提案する. Depth データの座標変換を行うことで、Depth センサとベッドを任意の位置関係に設置したとしても、常に一意な視点へと変換することが可能になる. つまり、Depth センサの設置位置自由度が向上するとともに、従来通りの転倒・転落リスクの推定が可能である. 本論文では、重力ベクトルとベッド辺による座標変換システムの試作および検証を通し、実現可能性について検証を行う.

2 従来手法

2.1 方法論

図 1 は、提案システムの構成概要図を表す. 図 1 の手順 1, 2 は Depth データの取得および座標系の変換を行う. また、手順 3~5 では人物位置および転倒・転落リスクの推定を行う [4].

1. Depth センサにより Depth データを取得する.
2. (1) 式を用いて、取得した Depth データの回転変換を行う. ここで、 x, y, z は変換前の距離情報、 x', y', z' は変換後の距離情報、 θ は Depth センサのピッチ角を表す.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

Depth データの全画素データに対し、(1) 式による変換を行う.

3. 変換後の Depth データに対し、ベッド上をいくつかの区画に分割する (必要に応じて、ベッド外にも区画を作成). 分割後、各区画の範囲内に存在する画素数 $n(x_s, y_s, z_s)$ を求める (x_s, y_s, z_s は区画番号). 基本的に、人物が存在する区画は画素数が多くなる.

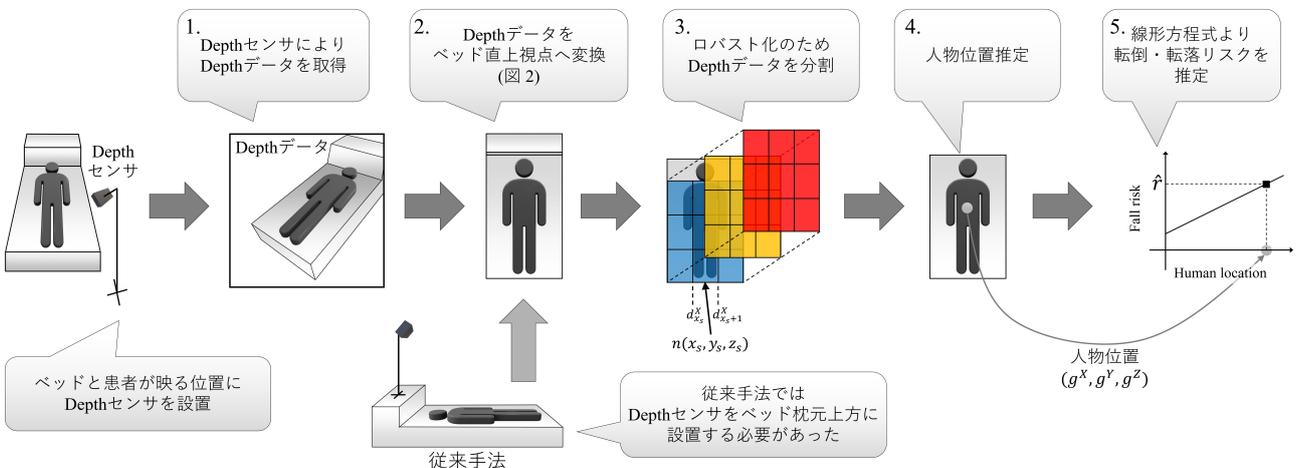


図 1: 転倒・転落リスク推定手法

4. 各区画の画素数に基づき、人物が存在する区画 $(x_{max}, y_{max}, z_{max})$ を決定する。つぎに、 x_{max} を基準に画素数の重心座標 g^X を求める。ここで、 $d_{x_s}^X$ は区画を分割する際の閾値である。

$$g^X = \frac{\sum_{x_s} \frac{d_{x_s}^X + d_{x_{s+1}}^X}{2} n(x_s, y_{max}, z_{max})}{\sum_{x_s} n(x_s, y_{max}, z_{max})} \quad (2)$$

g^Y, g^Z も同様に求める。求めた重心座標を人物位置と定義する。

5. 転倒・転落リスクの重み係数 $w_{x_s}^X$ と人物位置 g^X から、X 軸の転倒・転落リスク r^X を算出する。

$$r^X = \frac{w_{x_{s+1}}^X - w_{x_s}^X}{d_{x_{s+1}}^X - d_{x_s}^X} (g^X - d_{x_s}^X) + w_{x_s}^X \quad (3)$$

r^Y, r^Z も同様に求める。最後にそれら全てを足し合わせ、転倒・転落リスク \hat{r} を算出する。

2.2 問題点

従来手法では X 軸周りの回転しか行えないため ((1) 式)、センサの X 軸とベッド短辺の方向ベクトルが一致する箇所 (ベッド枕元上方) に Depth センサを設置する必要があった。3 章では X, Y, Z 軸全ての回転に対応する座標変換手法を提案する。

3 クォータニオンによる距離情報の回転

3.1 概要

回転角度の算出および回転変換のコンセプトを図 2 に示す。本手法は、2 度の回転を経て、オリジナルの Depth データをベッド直上視点へと変換する。1 度目 (2-A) の回転角度は、Depth センサの重力ベクトルに基づき導出する。2 度目 (2-B) の回転角度は、ベッド辺の方向ベクトルに基づき導出する。

本論文では、回転軸および回転量をクォータニオンにて表現する。回転クォータニオン \tilde{q} は (4), (5) 式と表される。 v_x, v_y, v_z は回転軸、 θ_q は回転量である。

$$\begin{aligned} \tilde{q} &= q_0 + q_1 i + q_2 j + q_3 k \\ &= (q_0; q_1, q_2, q_3) \\ &= \left(\cos \frac{\theta_q}{2}; v_x \sin \frac{\theta_q}{2}, v_y \sin \frac{\theta_q}{2}, v_z \sin \frac{\theta_q}{2} \right) \end{aligned} \quad (4)$$

(4) 式の i, j, k は、(6) 式を満たす複素数である。

$$\begin{aligned} i^2 = j^2 = k^2 = ijk &= -1 \\ ij = -ji = k, \quad jk &= -kj = i, \quad ki = -ik = j \end{aligned} \quad (6)$$

なお、(7) 式は回転クォータニオン \tilde{q} の共役クォータニオンと呼ばれ、回転時に用いられる。

$$\tilde{q}^* = (q_0; -q_1, -q_2, -q_3) \quad (7)$$

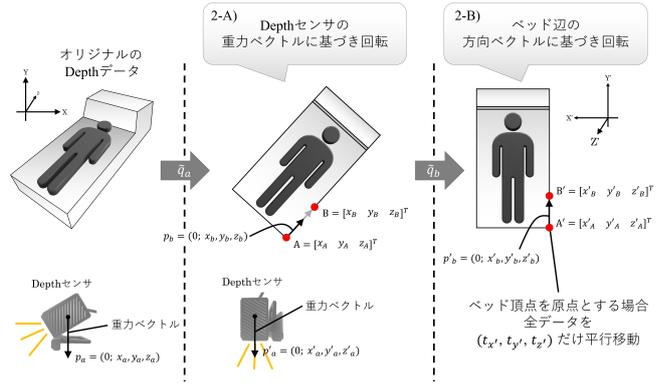


図 2: Depth データの座標変換

3.2 Depth センサの重力ベクトルに基づく回転

1. Depth センサの重力ベクトルを p_a とおく。また、ベッド面を見下ろす視点における Depth センサの重力ベクトルを p'_a とおく。

$$p_a = (0; x_a, y_a, z_a) \quad (8)$$

$$p'_a = (0; x'_a, y'_a, z'_a) \quad (9)$$

なお、クォータニオンによる回転の際、 p_a や p'_a は位置ベクトルと同じ役割を持つ ((1) 式の x, y, z などにあたる)。

2. 1 度目の回転に対する回転クォータニオン \tilde{q}_a を (10) 式と定義する。

$$\tilde{q}_a = (q_{a0}; q_{a1}, q_{a2}, q_{a3}) \quad (10)$$

回転軸の方向ベクトル v_x, v_y, v_z のノルムが 1 のとき、回転クォータニオン \tilde{q}_a のノルムは 1 となる。

$$\|\tilde{q}_a\| = \sqrt{q_{a0}^2 + q_{a1}^2 + q_{a2}^2 + q_{a3}^2} = 1 \quad (11)$$

3. \tilde{q}_a の共役クォータニオンを \tilde{q}_a^* とすると、 p_a から p'_a への回転変換を表す式は、(12) 式となる。

$$p'_a = \tilde{q}_a p_a \tilde{q}_a^* \quad (12)$$

(8), (9), (11) 式を使い、(12) 式を満たす $q_{a0}, q_{a1}, q_{a2}, q_{a3}$ を一組算出する。

3.3 ベッド辺の方向ベクトルに基づく回転

1. ベッド辺を任意に一つ選択する。選択した辺上を通る点を 2 つ定義し、それぞれ点 A, B とする。
2. 点 A, B を通る直線の方向ベクトルを (13) 式より求める。

$$x_b = \frac{x_B - x_A}{\sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2}}$$

$$y_b = \frac{y_B - y_A}{\sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2}}$$

$$z_b = \frac{z_B - z_A}{\sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2}}$$

$$\simeq 0 \quad (13)$$

ここで、 x_A, y_A, z_A は点 A の位置ベクトル、 x_B, y_B, z_B は点 B の位置ベクトルを表す。両ベクトルは、回転クォータニオン \tilde{q}_a により座標変換されている。なお、 \tilde{q}_a が正しい場合は $z_b = 0$ となる。

3. 手順 2 で求めた方向ベクトルを p_b とする。また、手順 1 で選択した辺が図 2 の X' 軸または Y' 軸と平行になるとき、その辺を通る方向ベクトルを p'_b とする。

$$p_b = (0; x_b, y_b, z_b) \quad (14)$$

$$p'_b = (0; x'_b, y'_b, z'_b) \quad (15)$$

4. 2 度目の回転に対する回転クォータニオン \tilde{q}_b を (16) 式と定義する。

$$\tilde{q}_b = (q_{b0}; q_{b1}, q_{b2}, q_{b3}) \quad (16)$$

5. p_b から p'_b への座標変換は、(17) 式と表される。 \tilde{q}_b^* は共役クォータニオンである。

$$p'_b = \tilde{q}_b p_b \tilde{q}_b^* \quad (17)$$

3.2 節同様、(17) 式を満たす $q_{b0}, q_{b1}, q_{b2}, q_{b3}$ を算出する。

以上、 \tilde{q}_a, \tilde{q}_b により Depth センサをベッド枕元に置かずとも、任意の視点への変換が可能になる。変換前および変換後の距離情報をそれぞれ

$$p = (0; x, y, z) \quad (18)$$

$$p' = (0; x', y', z') \quad (19)$$

とすると、 p から p' への変換は (20) 式と表される。

$$p' = \tilde{q}_b \tilde{q}_a p \tilde{q}_a^* \tilde{q}_b^* \quad (20)$$

なお、ベッド頂点の一つを原点とする場合は、変換後の距離情報を (21) 式により平行移動する。 $t_{x'}, t_{y'}, t_{z'}$ は各軸の平行移動の大きさ、 x'_c, y'_c, z'_c は平行移動後の距離情報を表す。

$$\begin{bmatrix} x'_c \\ y'_c \\ z'_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_{x'} \\ t_{y'} \\ t_{z'} \end{bmatrix} \quad (21)$$

4 検証と考察

4.1 実験条件

提案手法の有用性を確認するため、医療用ベッドを使い健康者による検証を行う。表 1 に実験条件を記

表 1: 検証時のパラメータ

ベッドサイズ (W×D×H) [m]	1.0×1.9×0.5
地面から Kinect までの高さ [m]	1.8
平行移動 $t_{x'}, t_{y'}, t_{z'}$ [m]	-1.3, 0.0, 1.3
Kinect の重力ベクトル	-0.64, -0.32, 0.70
ベッド辺の方向ベクトル	0.99, 0.01, 0.00
回転クォータニオン \tilde{q}_a	0.42; 0.82, 0.38, 0
回転クォータニオン \tilde{q}_b	0.71; 0, 0, 0.70

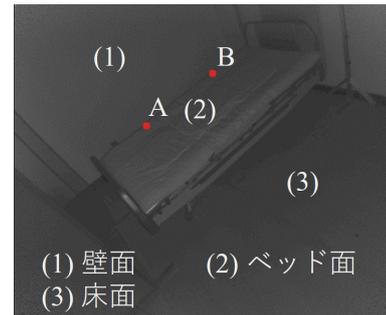


図 3: 実験環境の赤外線画像

す。Depth センサは Microsoft 社の Kinect を使用する。図 3 は、Depth センサより撮影した実験環境の赤外線画像である。画像内の点 A, B はベッド長辺上の点であり、今回は著者らが任意に設定したが、Canny 法や Hough 変換の組み合わせによるベッド辺の検出に基づいて設定することも充分可能である [5]。

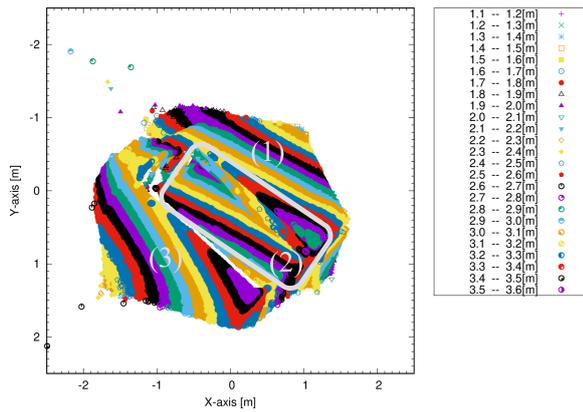
実験は以下の手順で行う。1) ベッド上に被験者が居ない状態で Depth データの回転および平行移動を行う。2) 座標変換後、被験者による姿勢の変化 (臥位、長座位、端座位、立位) に対して、転倒・転落リスクを推定する。

4.2 結果と考察

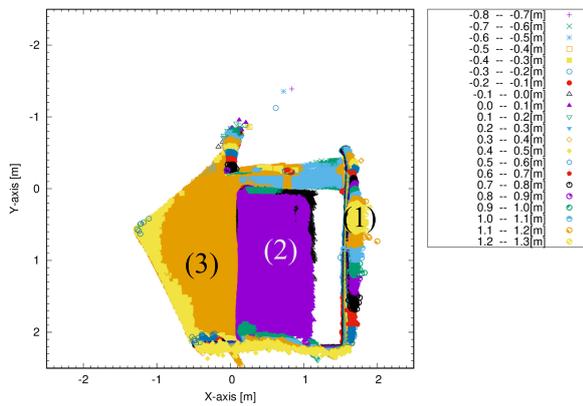
4.2.1 Depth データの座標変換

図 4 に Depth データの変換結果を記す。図 4(a) は変換前、(b) は変換後の結果である。なお、本検証ではベッドの 4 つの頂点の内、Depth センサとの距離が最も近い点を座標変換後の原点とする。図中の色分けされた部分は、Z 軸方向の距離を表す。各図の (1)~(3) は、実験時に撮影されたオブジェクトを示しており、図 3 の (1)~(3) と対応する。(1) は壁面、(2) はベッド面、(3) は床面である。

本検証では、ベッドを斜めから撮影した Depth データを真上から見下ろす視点へと変換することを試みた。図 4(2) の部分を見ると、変換前はベッド面の Z 軸距離が一定ではないが、変換後はベッド面がほぼ全て 0.0 ~ 0.1m の範囲内に収まっていることが分かる。さら



(a) 変換前



(b) 変換後

図 4: 座標変換の結果

に、変換後はベッド面が長方形に見え、各辺は X 軸または Y 軸と平行になっている。これら結果が示すのは、Depth センサを任意の位置に設置した場合であっても枕元上方に設置した場合と同様にベッド上面からの視点へと変換可能なことである。

なお、座標変換後の Depth データはいくつかの区画に分割される (2.1 節の手順 3)。これにより、Depth データのロバスト性が高まるため、各区画に存在する画素数同士 (例: $n(x_s, y_s, z_s)$ と $n(x_s + 1, y_s, z_s)$) の大小関係が変わらない限り、座標変換の精度が多少悪くても大きな問題にはなり得ない。

4.2.2 転倒・転落リスク推定

座標変換された Depth データを使って推定した転倒・転落リスクの結果を図 5 に記す。(a) が臥位、(b) が長座位、(c) が端座位、(d) が立位の結果である。各図の右上に経過時間、左上に転倒・転落リスクを表示している。

結果を見ると、各姿勢の転倒・転落リスクは臥位 (3.0)、長座位 (3.6)、端座位 (5.1)、立位 (7.5) の順になっていることがわかる。これは「患者が立ち上がっているときは転倒の危険が高く、寝ているときは転倒の危険が低い」という一般的な感覚と一致する。

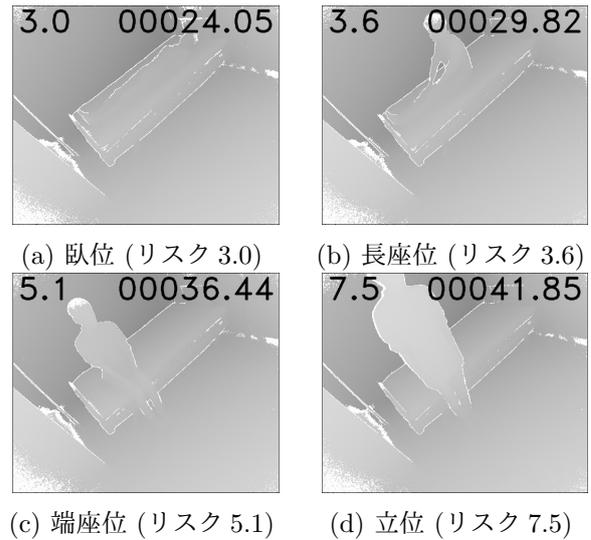


図 5: 転倒・転落リスク推定結果

また、物理的観点から見ても「患者の重心が高い位置ほど大怪我を負いやすい」という性質も満たしている。

これらの性質は X 軸の回転のみを対象とした従来研究においても同様であった [4]。つまり、本研究が目的とする Depth センサの設置制約の緩和が実現できていることを暗に示すものである。

5 まとめ

本論文では重力ベクトルおよびベッド辺に基づく回転により、ベッドサイドに Depth センサを斜めに設置しても、ベッド直上視点へと変換できる方法を示した。提案手法によって変換した Depth データを用いて転倒・転落リスク推定を行った結果、従来手法と同傾向が得られたことから、提案手法により Depth センサ設置の自由度向上が可能であることが示された。

参考文献

- [1] D. Oliver, J.B. Connelly, C.R. Victor, et al., "Strategies to prevent falls and fractures in hospitals and care homes and effect of cognitive impairment: Systematic review and meta-analyses," *BMJ*, vol.334(7584), 2007, pp.82-85
- [2] Japan Hospital Association, "QI Project Report," 2016 (in Japanese)
- [3] K. Tashiro, T. Okabe, H. Ohta, et al., "A Clinical Study of Falls in Hospitalization Patients," *Tokyo Jikei-kai Ika Daigaku Zasshi*, vol.117(2), 2002, pp.91-95 (in Japanese)
- [4] K. Isomoto, D. Kushida, "Fall Risk Estimation for Inpatients on Beds Using 3D Vision Sensor," *40th International Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBC 2018)*, Jul. 2018, pp.925-928.
- [5] P. Kittipanya-Ngam, O.S. Guat, E.H. Lung, "Computer Vision Applications for Patients Monitoring System," *15th International Conference on Information Fusion (FUSION 2012)*, Jan. 2012, pp. 2201-2208