

学位論文 博士（工学）

居住者の健康な生活を支援するための
歩行パラメタ推定に関する研究

2018 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

小 川 愛 実

論文要旨

運動機能を保持しているかどうかは健康寿命の長さに大きく影響する。運動機能の評価には歩行パラメタが広く用いられるが、計測可能な歩行パラメタは限定的である。さらに、測定会などにおける歩行は環境の違いや計測されているという意識から日常的に行われる歩行と異なるため、現状では普通の歩行を計測することは困難である。例えば運動機能の維持が特に必要とされる高齢者の場合、一日の在宅時間が極めて長く住宅内での移動距離も長い場合、居住空間において歩行計測を行うことで経時的に運動機能を評価できる可能性がある。そこで本研究では非接触型センサ搭載ロボットを用いた歩行パラメタ推定手法を提案し、居住空間での日常的な歩行計測の実現による居住者の健康な生活の支援を目指した。居住空間を廊下、階段、室内に分類した際に各所で行われる歩行として、直線歩行、階段歩行および自由経路歩行を対象に、提案手法の有用性を検証した。また、本研究では従来取得されてきた時空間的歩行パラメタだけでなく、運動学および動力学的歩行パラメタも含めて総括的に推定することを目的とした。

第1章では、本研究の背景と運動機能評価に有用な歩行パラメタについて概説し、従来手法における課題および本研究の目的を明示した。

第2章では、提案するロボットを用いた歩行計測手法について述べた。

第3章では、運動学的パラメタである膝関節、股関節、足関節を代替する下肢関節の三次元座標の推定手法を提案し、これらを用いた下肢関節角度の算出方法について述べた。

第4章では、第2章および第3章で述べた推定手法の有用性評価を行った。直線歩行および階段歩行において三次元動作解析装置を参照基準として精度検証実験を実施した結果、提案手法は従来手法より高精度で各関節位置および関節角度の推定が可能であった。さらに、直線歩行時の膝関節角度推定誤差が変形性膝関節症患者と健常者の有意差を下回ったことから、疾患のスクリーニングへの適用可能性を示唆した。また居住空間での自由経路歩行を対象に膝関節位置推定を行った結果、提案手法が実際の居住空間で利用可能であることを示した。

第5章では、動力学的パラメタ推定手法およびその有用性評価について述べた。たわみ角法を用いた提案手法により下肢3関節の角度を入力として膝関節モーメントの推定が可能となった。定常歩行を対象に参照基準である三次元動作解析装置との比較による精度検証を行った。結果、参照値に対して推定値が中程度から高い相関を示し、定常歩行における膝関節への負荷の定量評価を実現した。

第6章では本論文の結論と今後の展望を述べた。

Summary of Ph.D. Dissertation

The condition of physical ability affects the healthy life expectancy. Particularly, the gait parameters are widely used for the evaluation of the physical ability. However, the parameters that can be measured are limited. Moreover, it is difficult to measure gait in a natural state as gaits in the gait measurement tests are different from these during daily life activities. In the case of elderly people who especially need to keep their physical abilities, it is effective to measure their gaits in living spaces, because they stay in their houses quite long time in a day and the distance they walked in their houses is long. Therefore, I suggested the methods to estimate the gait parameters using a markerless sensor mounted on a robot aiming to support the healthy life of the resident by the daily gait measurement in the living space. The usability of the methods was tested by the experiments for level walking on the straight path, stair walking, and the walking in the freely selected routes which are assumed in living spaces. The estimation includes not only the spatiotemporal gait parameters which are normally measured but also the kinematic and kinetic gait parameters in this study.

Chapter 1 describes the introduction of this thesis. The purpose of this study is explained after the brief explanations of the research background, the important gait parameters for physical ability evaluation, and the tasks of the previous methods.

Chapter 2 explains the gait measurement method using a robot.

Chapter 3 presents the method to estimate kinematic gait parameters which are substituted for three-dimensional positions of knee joint, hip joint, and ankle joint. It is also explained that the flexion angles of these joints are calculated by the estimated joint positions.

Chapter 4 shows the evaluation of the usefulness of the method described in Chapter 2 and Chapter 3. The accuracy verification experiments with three-dimensional motion analysis as the reference standard in the level walking and the stair walking were carried out. As the results, it was shown that the proposed method was able to estimate each joint position and joint angle with higher accuracy than the skeleton tracking function of Kinect v2 which was used as the conventional method. Furthermore, the usefulness of the proposed method for the screening of the knee osteoarthritis (knee OA) was indicated, since the average of the difference between estimated knee joint angle by the proposed method and the reference standard during level walking was lower than the significant difference between patients with knee OA and controls. Also, knee joint position estimation by the proposed method was performed for free path walking measurement in an actual living space. As a result, it was indicated that the proposed method was available in the real living space.

Chapter 5 explains the method to estimate the kinetic parameters and the evaluation of it. The proposed method estimates the knee joint moment using deflection angle method with the angles of hip, knee and ankle joints as input. The verification experiment was held to evaluate the accuracy of estimation of the proposed method for knee joint moment during steady-stage gait using the three-dimensional motion analysis as a reference standard. As a result, Pearson's correlation coefficient showed a moderate to high correlation. Quantitative evaluation of the load on the knee joint in steady-state walking was realized.

Chapter 6 is the summary of this thesis.

目次

第1章	序論	1
1.1	緒言	2
1.2	本研究の目的と背景	2
1.2.1	居住空間における歩行評価の意義	2
1.2.2	居住空間における歩行	4
1.2.3	歩行パラメタの種類	5
1.2.4	歩行テストと歩行計測	5
1.2.5	居住空間における従来の歩行計測手法	6
1.2.6	階段歩行の計測	8
1.2.7	歩行評価に有用なパラメタ	8
1.2.8	本研究の目的	10
1.3	本論文の構成	11
1.4	結言	12
第2章	歩行時深度データ取得手法	13
2.1	緒言	14
2.2	提案手法の概要	14
2.2.1	小型の移動ロボット e-bio Tβ	15
2.2.2	システム構成	17
2.2.3	Kinect v2	19
2.3	追従アルゴリズム	20
2.4	結言	22
第3章	運動学的パラメタ推定手法	23
3.1	緒言	24
3.2	歩行解析に関する用語について	25
3.3	データの保存	26
3.4	前処理	26
3.5	膝関節位置の推定	32
3.5.1	本論文における膝関節位置の定義	32
3.5.2	膝関節位置推定手法のフロー	33
3.5.3	膝関節周辺の下肢の抽出	34
3.5.4	下肢の抽象化	35
3.5.5	膝関節位置の抽出	36

3.6	踵位置の推定	38
3.6.1	本論文における踵位置の定義.....	38
3.6.2	踵位置推定手法のフロー.....	39
3.6.3	踵位置の抽出 Case 1 足底が観測可能.....	41
3.6.4	踵位置の抽出 Case 2 遊脚期に足底が観測不可.....	43
3.6.5	踵位置の抽出 Case 3 立脚期に足底が観測不可.....	44
3.7	股関節代替位置の推定.....	44
3.7.1	本論文における股関節代替位置の定義.....	44
3.7.2	股関節代替位置推定手法のフロー.....	45
3.7.3	股関節代替位置の抽出.....	46
3.8	処理時間	48
3.9	下肢関節角度の算出.....	48
3.10	結言	50
第4章	歩行実験による手法の評価.....	51
4.1	緒言	52
4.2	直線歩行での精度検証.....	52
4.2.1	実験概要	52
4.2.2	評価方法	55
4.2.3	下肢関節位置および角度の推定結果.....	57
4.2.4	下肢関節位置の推定結果に関する考察.....	63
4.2.5	下肢関節角度の推定結果に関する考察.....	69
4.2.6	下肢関節位置推定可能な距離範囲の結果と考察.....	70
4.3	階段歩行での精度検証.....	70
4.3.1	実験概要	71
4.3.2	評価方法	74
4.3.3	下肢3関節位置および角度の推定結果.....	75
4.3.4	下肢3関節位置推定結果の考察.....	84
4.3.5	下肢3関節角度推定結果の考察.....	88
4.3.6	身体の前面および背面のデータによる膝関節位置推定の結果.....	88
4.3.7	身体の前面および背面のデータによる膝関節位置推定結果の考察.....	91
4.3.8	住宅計画におけるロボットによる階段歩行計測の限界.....	96
4.4	居住空間での歩行パラメタ推定手法の有用性検証.....	101
4.4.1	実験概要	101
4.4.2	結果	103
4.4.3	考察	104
4.5	結言	106

第5章 動力学的パラメタ推定手法.....	108
5.1 緒言	109
5.2 膝関節モーメントの推定手法.....	110
5.2.1 たわみ角法.....	110
5.2.2 下肢モデルへのたわみ角法の適用.....	111
5.3 膝関節モーメント推定手法の有用性検証.....	114
5.3.1 実験概要	114
5.3.2 評価方法	116
5.3.3 結果と考察.....	116
5.4 結言	123
第6章 結論	125
参考文献	130
謝辞	140
著者論文目録	142

図目次

Figure 1.1	The three types of gait assumed in a home.....	4
Figure 1.2	Knee joint position estimation during stair climbing. The knee joint positions detected by the skeleton tracking of Kinect v2 (orange circles) differ significantly from the actual ones (green squares).....	8
Figure 1.3	The image of installation of the proposed method.	11
Figure 1.4	Overview of this thesis.....	12
Figure 2.1	Image of the gait measurement system.	15
Figure 2.2	Sensor agent robot, “e-bio T β ”.....	16
Figure 2.3	The plans of “e-bio T β ”.....	16
Figure 2.4	“e-bio T β ” is following a person.	17
Figure 2.5	Configuration of the gait measurement system.	19
Figure 2.6	Kinect for Windows v2 and its camera positions.	20
Figure 2.7	Flow of the following algorithm.....	21
Figure 2.8	Depth image acquired by Kinect v2 while the robot is following a target.	22
Figure 3.1	Flow of the overall method to estimate the knee joint position, the heel position, and the alternative position for hip joint.	24
Figure 3.2	Anatomical planes and axes of human body.	25
Figure 3.3	Gait cycle defined by RLANRC.....	26
Figure 3.4	Greyscale image of acquired depth data by Kinect v2.	26
Figure 3.5	Flow of the preprocessing phase.	29
Figure 3.6	Three-dimensional data calculation.....	29
Figure 3.7	Tilt correction.	30
Figure 3.8	The tilt corrected three-dimensional plots.	30
Figure 3.9	The three-dimensional plots with plots of the floor around the target.....	31
Figure 3.10	The background eliminated three-dimensional plots.....	31
Figure 3.11	The popliteal and the patella which are estimated as knee joint positions in the proposed method, and the anatomical knee joint position.	33
Figure 3.12	Flow of the knee joint position estimation method.	33
Figure 3.13	The three-dimensional plots and the boundary dividing the body into upper and lower parts as yellow line in the X - Y plane.	34
Figure 3.14	The three-dimensional plots and the extracted lower limbs which are shown as red dots.....	35

Figure 3.15	The representative plots of lower limbs in a transverse plane at a certain height.	36
Figure 3.16	The representative plots of left and right lower limbs (the magenta and cyan dots).	36
Figure 3.17	The extracted left knee joint position (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) and the straight line (the green line) in the sagittal plane.	37
Figure 3.18	The left and right representative plots (the magenta and cyan dots) and the extracted knee joint positions (the green and orange dot).	38
Figure 3.19	The position of the anatomical ankle joint center, the ankle joint position of Kinect v2, and the heel bone which is estimated as the heel joint position instead of the ankle joint position in the proposed method.	39
Figure 3.20	Flow of the heel position estimation method.	40
Figure 3.21	The distance from the floor to the lowest representative plot is defined as L	40
Figure 3.22	The distance from the straight line to the representative plot that is furthest from the straight line is defined as l_{max}	41
Figure 3.23	Flow of the case classification algorithm for heel position estimation.	41
Figure 3.24	Heel position estimation of case 1. The estimated heel position (the green circle) which is the farthest plot from the straight line (the blue line) among the representative plots (the green line).	42
Figure 3.25	The extracted left heel position (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) and the straight line (the green line) in the sagittal plane.	42
Figure 3.26	The left and right representative plots (the magenta and cyan dots) and the extracted heel positions (the green and orange dots).	43
Figure 3.27	Heel position estimation of case 2. The estimated heel position (the green circle) which is the lowest plot among the representative plots (the green line).	44
Figure 3.28	Heel position estimation of case 3. The estimated heel position (the green circle) which is the farthest plot from the straight line (the blue line) among the representative plots (the green line).	44
Figure 3.29	The position of the anatomical hip joint center, the position of the thigh marker of VICON, the hip joint position of Kinect v2, and the alternative position for hip joint in the proposed method.	45
Figure 3.30	Flow of the alternative position for hip joint estimation method.	46
Figure 3.31	The extracted left alternative position for hip joint (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) in the sagittal plane.	47
Figure 3.32	The left and right representative plots (the magenta and blue dots) and the extracted alternative positions for hip joints (the green and orange dots).	47
Figure 3.33	The knee angle in the sagittal plane in the proposed method.	49

Figure 3.34	The hip angle in the sagittal plane in the proposed method.	49
Figure 3.35	The ankle angle in the sagittal plane in the proposed method.	49
Figure 4.1	The walking experiment.	54
Figure 4.2	Experimental setup of the level walking experiment: “e-bioT” version.	54
Figure 4.3	Experimental setup of the level walking experiment: fixed Kinect v2 version.	54
Figure 4.4	The motion capture suits and the attached reflective markers.	55
Figure 4.5	Positions of the reflective markers for 3D motion analysis system.	55
Figure 4.6	An example of knee displacement on three axes during walking.	58
Figure 4.7	An example of heel displacement on three axes during walking.	58
Figure 4.8	An example of alternative positions for hip joints displacement on three axes during walking.	59
Figure 4.9	An example of knee angle waveform during walking.	59
Figure 4.10	An example of hip angle waveform during walking.	60
Figure 4.11	An example of ankle angle waveform during walking.	60
Figure 4.12	3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during level walking.	61
Figure 4.13	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: Pearson’s correlation coefficients.	61
Figure 4.14	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: signal-to-noise ratio.	61
Figure 4.15	Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during level walking.	62
Figure 4.16	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: Pearson’s correlation coefficients.	62
Figure 4.17	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: signal-to-noise ratio.	62
Figure 4.18	The value range of the result of VICON during level walking.	65

Figure 4.19	The error of each axis of the proposed method during level walking	65
Figure 4.20	The knee joint positions (the blue dots) and heel positions (the red dots) estimated by the proposed method during MSt to TSt.	66
Figure 4.21	The left and right heel positions estimated by proposed method (the blue and red lines) and VICON (the gray and black lines) with the errors which are marked with the green circles.	66
Figure 4.22	The Z-Y plane of left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot): the toe was misrecognized as the heel.	67
Figure 4.23	The left and right heel positions estimated by proposed method (the blue and red lines) and VICON (the gray and black lines) with the errors which are marked with the green circles.	67
Figure 4.24	The three-dimensional plots of the representative positions of the left and right feet (the magenta and cyan dots).	68
Figure 4.25	The X-Y plane of the left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot).	68
Figure 4.26	The Z-Y plane of the left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot): the right heel was recognized as the left heel.	68
Figure 4.27	The stair walking experiment.	73
Figure 4.28	Experimental setup of stair walking experiment.	74
Figure 4.29	Positions of the reflective markers on stairs as landmarks.	74
Figure 4.30	An example of knee displacement on three axes during stair ascending.	77
Figure 4.31	An example of heel displacement on three axes during stair ascending.	77
Figure 4.32	An example of alternative positions for hip joints displacement on three axes during stair ascending.	78
Figure 4.33	An example of knee angle waveform during stair ascending.	78
Figure 4.34	An example of hip angle waveform during stair ascending.	79
Figure 4.35	An example of ankle angle waveform during stair ascending.	79
Figure 4.36	3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending.	80
Figure 4.37	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Pearson's correlation coefficient.	80
Figure 4.38	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative	

	positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Signal-to-noise ratio.	80
Figure 4.39	3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during descending.....	81
Figure 4.40	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Pearson's correlation coefficient.....	81
Figure 4.41	Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Signal-to-noise ratio.	81
Figure 4.42	Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending.....	82
Figure 4.43	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Pearson's correlation coefficients.....	82
Figure 4.44	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: signal-to-noise ratio.	82
Figure 4.45	Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during descending.....	83
Figure 4.46	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Pearson's correlation coefficients.....	83
Figure 4.47	Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: signal-to-noise ratio.	83
Figure 4.48	The value range of the result of VICON during ascending.	85
Figure 4.49	The error of each axis of the proposed method during ascending.....	86

Figure 4.50	The value range of the result of VICON during descending.	86
Figure 4.51	The error of each axis of the proposed method during descending.	87
Figure 4.52	The Z-Y plane of the subject during ascending with representative positions of right foot (the cyan dots), misestimated heel position (the red dot), and the straight line for the estimation (the green line).	87
Figure 4.53	Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: 3D error of knee joint positions estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending and descending...	89
Figure 4.54	Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Accuracy comparison of knee joint positions estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending and descending: Pearson's correlation coefficients.	90
Figure 4.55	Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Accuracy comparison of knee joint position estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending and descending: Signal-to-noise ratio.	90
Figure 4.56	Image of resolution calculation.	92
Figure 4.57	The relation between resolution and distance from the Kinect v2.	92
Figure 4.58	Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Normalized 3D error of knee joint positions estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending and descending.	93
Figure 4.59	Comparison of results during ascent captured from the front and the back: Estimated knee joint position (the green dot), the representative plots (the blue dots), the straight line (the green line), and the leg area (the red dots) during ascent captured by the upper Kinect v2.	93
Figure 4.60	Comparison of results during ascent captured from the front and the back: Estimated knee joint position (the green dot), the representative plots (the blue dots), the straight line (the green line), and the leg area (the red dots) during ascent captured by the lower Kinect v2.	94
Figure 4.61	The location giving the lowest density of plots of the shins in the case of the upper Kinect v2.	94
Figure 4.62	An example of low-density plots of the shin during ascending captured by the upper Kinect v2.	95
Figure 4.63	An example of low-density plots of the shin during descending captured by the lower Kinect v2.	95

Figure 4.64	The parameters of stairs.....	98
Figure 4.65	Simulation of stair ascending parameter acquisition.	99
Figure 4.66	Simulation of stair descending parameter acquisition.	100
Figure 4.67	Definitions of components of the staircase.....	100
Figure 4.68	An example of continuous stairway (180° change in direction).....	101
Figure 4.69	The plan of the apartment for a single household.....	102
Figure 4.70	The assumed routes of subject and positions of subject and the robot for each activity listed in Table 4.5.	102
Figure 4.71	The result of knee joint position estimation during walking on route A.	103
Figure 4.72	The result of knee joint position estimation during walking on route B.	104
Figure 4.73	The result of knee joint position estimation during walking on route C.	104
Figure 4.74	The result of knee joint position estimation during walking on route D.	104
Figure 5.1	A simple model of the slope deflection method.	111
Figure 5.2	The lower limb model of the proposed method.....	113
Figure 5.3	Application of the slope deflection method to thigh and shin beams.	113
Figure 5.4	An example of knee flexion moment.	114
Figure 5.5	The walking experiment for knee joint moment estimation.	115
Figure 5.6	Experimental setup of the walking experiment for knee joint moment estimation.	116
Figure 5.7	An example of the ground reaction force data during a trial.	120
Figure 5.8	An example of the knee joint moment estimated by the proposed method and VICON.	120
Figure 5.9	An example of the knee joint moment from IC to 2 nd peak estimated by the proposed method and VICON.	121
Figure 5.10	The ratio of differences between the timings of peaks of estimated knee joint moment and the reference value to a gait cycle.	121
Figure 5.11	The difference between the ratio of the timing of peaks regarding one gait cycle.	122
Figure 5.12	The distribution of <i>EI</i> value that makes the minimum error in each trial.....	122
Figure 5.13	The distribution of bias error of the estimated values and the reference data.	123

表目次

Table 1.1	Gait parameters related to fall and diseases.	9
Table 1.2	Stair gait parameters related to factors.	9
Table 2.1	Specification of e-bio T β	15
Table 2.2	Specification of the motor controller (maxon, ESCON 50/5) [79].	17
Table 2.3	Specification of the DC motor (maxon, A-max32) [79].	17
Table 2.4	Specification of the gearhead (GP 32 A) [79].	18
Table 2.5	Specification of the encoder (HEDL 5540) [79].	18
Table 2.6	Specification of the battery of the motor (YB-S392A) [80].	18
Table 2.7	Specification of the battery of Kinect v2 (RA-HAA10R2WR2200) [81].	18
Table 4.1	Characteristics of the subjects for the walking experiment.	53
Table 4.2	Mean and standard deviation of the farthest joint position acquired in each trial.	70
Table 4.3	Characteristics of the subjects for the stair walking experiment.	73
Table 4.4	Provisions of staircase dimensions in each country.	98
Table 4.5	The assumed activities of daily living.	102
Table 4.6	The distance of each route and the section the knee joint position was estimated.	103
Table 5.1	Characteristics of the subjects for the walking experiment for knee joint moment estimation.	115
Table 5.2	Pearson's correlation coefficient of estimated knee joint moment to the reference value.	119
Table 5.3	<i>EI</i> and gait cycle of each subject's knee joint moment.	119
Table 5.4	Error of peak value of estimated knee joint moment to the reference value [Nm/kg].	119
Table 5.5	ICC (2,1) of estimated knee joint moment to the reference value.	119

第1章 序論

第1章 序論

1.1 緒言

本研究の目的は、歩行評価を日常的な環境下で行うため、居住空間に導入可能な歩行パラメータ推定手法を提案することにある。近年の高齢化を背景に、運動機能の評価による予防医療が注目されている。本研究で取り上げる歩行はその評価として有用である。従来は歩行テストにおいて計測され評価されてきた歩行であるが、テストとして意識することによる精神的影響や環境の違いにより、歩行テストで行われる歩行が必ずしも日常的に行われる歩行と同様ではないことがわかっている。疾患を未然に防ぐためには真の運動機能の評価する必要があるため、日常的に行われる歩行を評価することが重要である。また、転倒や疾患を引き起こす運動機能の低下は徐々に進行していくことから、異変を自覚する以前の健康な状態から継続的な運動機能の計測を行い、機微な変化が検知可能な仕組みを取り入れておくことが有用である。

よって本研究では、住宅内に導入可能且つ日常的な歩行評価が可能な歩行パラメータ推定手法を提案する。歩行評価のためのパラメータには、時空間的パラメータ、運動学的パラメータ、および動力学的パラメータの3種類のパラメータがある。時空間的パラメータは歩幅や歩行速度などを、運動学的パラメータは関節角度などを、そして動力学的パラメータは筋力や関節モーメントなどを指す。従来の歩行テストでは歩行速度などの時空間的パラメータが評価されてきたが、身体の詳細な動きを評価するには各関節位置や角度の時間変化などの運動学的パラメータの使用が好ましい。また、歩行評価を行ううえで、表現型として生じた運動だけでなく、その運動を生じさせる力学的な情報、すなわち動力学的パラメータを評価することも極めて重要である。そのため本研究では歩行パラメータの総括的な推定を行うこととする。

1.2 本研究の目的と背景

本研究で対象とした歩行動作において、居住空間内における歩行評価の重要性、従来の歩行評価における課題、および歩行評価に有用な歩行パラメータについて記述し、本研究の目的を明確にする。

1.2.1 居住空間における歩行評価の意義

深刻な少子高齢化の進行に伴い、介護労働力の不足が懸念されている[1]。健康寿命の延伸を目指した政策が行われている中で、その解決策の一つとして高齢者が日々多くの時間を過ごす住宅に健康を見守る機能を内包する、スマートウェルネス住宅の推進が進んでいる。健康寿命とは、「人の寿命において『健康上の問題で日常生活が制限されることなく生活できる期間』」[2]であると定義されており、要介護認定されていない状態を指す。2014年

から開始された「スマートウェルネス住宅等推進モデル事業」では、「高齢者、障害者又は子育て世帯の居住の安定確保及び健康の維持・増進に資する事業の提案」[3]が毎年募集されている。これに伴い、スマートウェルネス住宅に関する研究開発として、居住空間の環境と居住者の健康の関係性を明らかにするための研究や[4]、MEMSを用いた省エネルギーを実現するシステム、共働き家庭のための防犯システムの開発など、様々なアプローチによって安心安全で居住者の健康を支援する居住空間が目指されている。中でも次世代の住宅の在り方として ICT を利用した見守りシステムに関する研究開発が注目されており、既に実用化されているものも多く存在する[5, 6]。例えば住宅内に設置可能なセンサを用いて居室の在不在状況や水道・ガスなどの利用状況を通し居住者の生活をモニタリングするものなど、居住者の安否確認を目的としたシステムが主であり、現状ではスマートウェルネス住宅に求められる居住者の健康を支援する居住システムは少ない。

健康な状態を長続きさせるためには健康な状態を壊す要因を減らす必要がある。「平成 28 年国民生活基礎調査」によると、介護が必要となった主な原因の上位 5 位は認知症、脳卒中、高齢による衰弱、骨折・転倒、および関節疾患であった[7]。このうち高齢による衰弱は主に運動機能の低下を指しており[8]、脳卒中を除く認知症、骨折・転倒、および関節疾患においては、いずれも運動機能の低下との相関が報告されている。例えば、認知症は歩行速度と相関があることが分かっている[9, 10]。また、転倒に関するコホート研究によると、自由歩行速度の減少[11-14]、歩幅の減少[12]、歩行周期変動[15]、疼痛[16]、下肢筋力の低下[13]などのパラメタが転倒要因とされている。さらに関節疾患においては、その主な症状である疼痛や関節可動域の制限[17]が身体活動量の低下を引き起こすと言われており[18-20]、身体活動量の低下と下肢筋力の低下に[21]、また下肢筋力の低下と自由歩行速度の減少に相関があることが分かっている[22]。以上の症状のうち疼痛と身体活動量の低下を除くすべての症状は運動機能の低下に含まれ、日々の積み重ねによって徐々に進行していくものである。よって運動機能の評価を継続的に行うことで、運動機能の低下やそれに伴う前述の転倒および疾患に対し予防や早期発見による対策を行うことが可能となり、健康寿命が絶たれる原因を軽減することが可能となる。本研究では運動機能の評価にあたり、日常生活動作の中で最も基本的な動作である歩行に着目した。

転倒や関節疾患の予防のためには、問題が生じていない時期から継続的に運動機能の評価しておく必要がある。しかし、日々の機微な運動機能の変化に気づくことは難しいため、身体の変化を感じないうちは医療機関やリハビリテーションセンタに通う動機がなく、地域の測定会などへの参加も個人のモチベーションに依存してしまうことが指摘される。また、健康への意識が高く測定会などへ参加したとしても、実験室や歩行計測室などで計測した際の歩行では環境の違いや計測であることを意識してしまうことから、日常生活中に行われている歩行と異なるため[23]、本来の歩行を評価することが難しい[24]。そこで本研究では、居住空間内において日々の生活の中で行われる歩行を評価するための歩行パラメタ推定手法の提案を目指す。

1.2.2 居住空間における歩行

日本人の1日の平均起床在宅時間は最も少ない有職者の平日においても6時間30分であり、特に70歳以上の高齢者では10時間を超えることがわかっている[25]。品川らの調査によると、高齢者の一日の平均宅内移動距離は約900から1200mであったとされており[26]、居住空間において歩行計測を行うことでより多くのデータを取得できる可能性が示唆されている。Figure 1.1に例として示した住宅の平面図のように、居住空間は大きく廊下、階段、部屋の3種類から構成される。品川らの示した高齢者の一日の平均宅内移動距離は、各部屋に設置した焦電型赤外線センサの応答時刻をもとに得られた居室間の推移回数と居室間の距離から求められた値であり、すなわち廊下での移動距離にあたる[26]。

廊下での歩行はあらかじめ経路が決まっている点において実験室の環境と似ており、実験室で検証したシステムを適用することが比較的容易である。一方で自由な経路選択が可能な室内では、家具などの障害物や測定対象者の一意に定まらない経路などに対し、システムに高い汎用性が要求される。しかし、家具などの障害物を避けながらの歩行や方向転換などは直線歩行に比べ難易度が高く[27]、バランス能力を評価する上で特に観察すべきであると言える。同様に階段歩行は通常の歩行と比較して難易度が高く身体への負担も大きいいため[28-30]、階段歩行の観察も運動機能評価に有用であると言える。

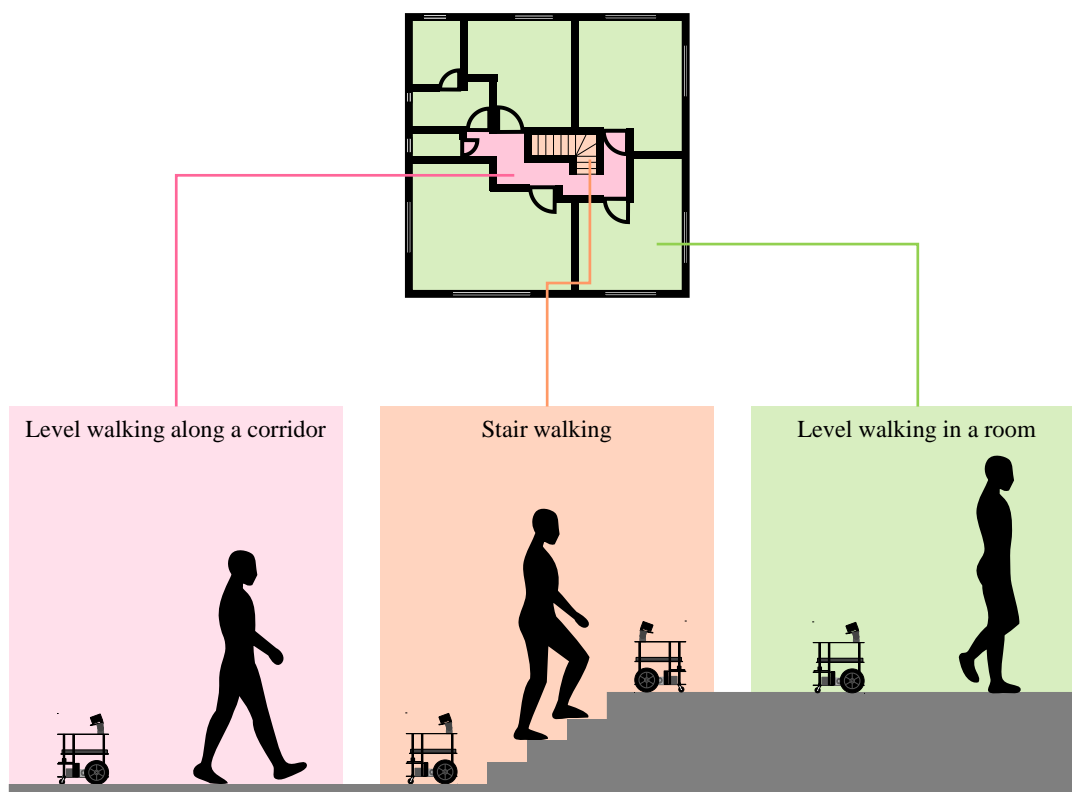


Figure 1.1 The three types of gait assumed in a home.

1.2.3 歩行パラメタの種類

歩行パラメタには大きく、時空間的パラメタ、運動学的パラメタ、動力的パラメタの3つの種類がある。時空間的パラメタには歩幅や歩行速度などが、運動学的パラメタには関節位置や関節角度などが、動力的パラメタには筋力や関節モーメントなどが含まれる。このうち時空間的パラメタおよび運動学的パラメタは歩容を表すパラメタであり、歩行計測により直接取得可能である。一方で動力的パラメタは身体の内部的の状態を表すパラメタであるため、一般的には関節位置情報や外力情報を入力として筋骨格モデルを用いて算出される。時空間的パラメタの多くは運動学的パラメタに含まれる関節位置情報などを用いて算出できる。

1.2.4 歩行テストと歩行計測

歩行評価尺度として検証が重ねられ確立された歩行テストは、運動機能を段階的に評価するために有用であるとして臨床および研究において広く実施されている。代表的な歩行テストには Timed Up and Go test (TUG) や 6 分間歩行テスト (6MWT)、最大歩行速度 (MWS) などが挙げられる[31]。TUG は椅子に座った状態から立ち上がり、3 m 離れた目印まで歩行し、目印の周りを方向転換して椅子まで戻り着席するまでの時間を計測するもので、動的バランス能力の指標とされている。6MWT は、6 分間でできるだけ遠くまで歩いた距離を計測するもので、運動耐容能を評価する。MWS は最大努力で歩行した際の歩行速度を計測し、歩行速度の潜在能力を計測する。これらの歩行テストは主に時空間的パラメタを扱っている。ストップウォッチや身近なもので計測を行うことができるため簡便であるという利点がある一方、計測者が必要である点や計測者によって精度が統一されない危険性があり、客観性の欠如が指摘される。また計測が容易である反面、時間や歩数などの時空間的パラメタが直接的に得られるのみであり、詳細なパラメタから歩容を分析することはできない。このため、レーザレンジセンサを用いてより多くの情報を定量的に取得可能なシステムが近年開発されている[32]。

これらの歩行テストは評価指標として確立されているため、異なる被験者においても同じ尺度で評価可能であることが利点であり、測定機器が不要で計測にも時間がかからないことから医療機関などで広く実施されている。しかし歩行テストという名のもとに行われるということは、当然テストであるということ意識して行われる歩行であり、本研究の趣旨である自然な歩行の取得にはそぐわない。本研究では歩行テストとしてではなく、居住者に計測していることを意識させない歩行計測を行う必要がある。

人による計測が主である歩行テストに対し、三次元動作解析装置をはじめとする計測装置による歩行計測は精度が高いとされ、先行研究でも広く用いられている[33-43]。三次元動作解析装置は測定対象者の身体に装着した反射マーカを複数台の赤外線カメラで撮影することで、計測範囲内において動作時の三次元マーカ位置を計測可能である。また、解析ソフ

トウェアを用いれば、身長や脚の長さなどの指定された項目を入力することで測定対象者の体型に合わせたモデルによって関節位置や関節角度などの運動学的パラメタが算出可能であり、これにより時空間的パラメタも得られる。さらに外部接続デバイスとして床反力計を用いることで、同様のモデルを用いて関節モーメントなどの動力的パラメタも算出できる。このような装置による計測は客観性が高く精度が保証されるため、医療機関やリハビリテーションセンタなどでも用いられており、疾患が運動機能に及ぼす影響の調査など高い測定精度が要求される計測においても広く用いられている。一方で、測定対象者に反射マーカーを取り付ける必要があることから頻繁な計測が困難であり、装置の設置場所やコスト面からも居住空間への導入は現実的ではない。

1.2.5 居住空間における従来の歩行計測手法

近年、センサデバイス技術の進歩により安価なセンサが入手可能となり、加速度計やジャイロセンサなどの慣性センサを用いたウェアラブルセンサによる歩行計測が多く提案されている[44-47]。しかし、これも測定対象者へのセンサの取り付けが必要である点において居住者への負担や装着忘れのリスクという観点から日常的な使用に対する問題点が指摘される。居住空間において日常生活の歩数を計測した研究では歩数計を用いているが、同様の理由により本研究の目的には合わない[48]。

日常的な使用のためには、精神的および身体的に測定対象者を拘束しない手法が求められる。このニーズに応えるべく非接触型のセンサを用いた提案が、近年のセンサデバイス技術の発展に伴い増加傾向にある。マイクロ波ドップラーセンサ[49, 50]や超音波センサ[51]、無線信号[52, 53]、赤外線センサ[24, 54]などを用いて歩行速度や歩幅などの時空間的パラメタを推定する手法が提案されている。中でも赤外線センサを用いた手法は実際に住宅で計測を行っており、76名の単身高齢者を対象として動作検知可能な赤外線センサを住宅の天井に約61cm間隔で4つ設置し、歩行速度などの時空間的パラメタを取得している[24]。これらの手法では共通してプライバシーが保護されるという利点がある一方で、取得可能なパラメタが歩行速度などの時空間的パラメタに限定される点が指摘される。

これに対し Kinect for Windows (Microsoft, Redmond, WA, USA, 以下 Kinect) や二世世代目の Kinect v2 for Windows (Microsoft, Redmond, WA, USA, 以下 Kinect v2) に代表される RGB-D センサは、RGB カメラによるカラー画像情報の他に赤外線センサによる深度カメラによってセンサからの距離情報を取得できることが特徴で、これをベースにした骨格追跡機能により全身の25箇所の関節の三次元位置データを取得可能である。このデバイスを用いれば非接触での歩行計測が可能となり、既に臨床での有用性について検証されている[38, 43, 55]。Stoneらは Kinect の骨格追跡機能はデータ取得範囲の制限から居住空間内での使用に向かないとして、深度データを用いて歩行速度、ストライド長およびストライド時間を推定する手法を提案しており、居住空間において実証を行っている[56-58]。また、予備実験として Kinect の配置について検討しており、測定対象者の正面から深度データを取得した方が側面から

取得した場合よりも歩行パラメタの推定精度が高かったと述べている[59]。実際の居住空間での実験においては、すべてのケースにおいて Kinect を部屋の扉の正面の位置にある高さ 2.75 m の棚の上に固定したところ、問題なく歩行時の深度データを取得できたとされているが、データ取得には居住空間の大きさや間取り、Kinect の設置場所、および家具などのオブジェクトの数が大きく影響するとしている[58]。

このように、センサの設置場所によっては十分に歩行情報が取得できない可能性があり[59]、家の中に複数台のセンサを設置しない限り、取得データが限定されてしまうという課題がある。近年安価なセンサが多く市場に出ており、複数台のセンサを配置することが可能となってきた。しかし、センサの数が増えるほどセンサの故障時やメンテナンスなどにおける管理の負担が大きくなることが予想される。また、前述のとおり一つひとつのセンサの適切な設置位置は居住空間によって異なるため、検討すべき事項として残る。

これに対し、移動ロボットにセンサを搭載することで非接触且つセンサの設置場所に取得データが依存しない歩行計測が実現し[60-63]、多数のセンサの管理や設置場所の検討も不要になる。小澤らはレーザレンジファインダを搭載したロボットが人を先導しながら歩行情報を取得する手法を提案している[60]。これは先に述べた TUG などの歩行テストをより正確に行うための提案であるため、自然な歩行の取得を目指す本研究の趣旨とは異なる。Konno らや Iida らは Kinect や Kinect v2 をロボットに搭載し、ロボットが測定対象者との距離を一定に保って追跡しながら歩行情報を取得する手法を提案している[61-63]。これらの研究では障害物の回避やカーブの歩行を考慮した追跡などが検証されており、ロボットの追跡による日常生活での歩行計測の有意性を示唆している。一方で取得情報に関して、Konno らは歩幅、歩行周期、歩行速度などの時空間的パラメタの推定にとどまっており[61]、Iida らは運動学的パラメタである膝関節角度の推定を行っているが十分な精度検証がなされていない[62, 63]。またこれらの提案では実際の居住空間内における検証が実施されていない。よって非接触型センサ搭載ロボットを用いた運動学的パラメタの推定と、その精度検証ならびに居住空間内での有用性検証を行う必要がある。

ここまで運動学的小よび時空間的パラメタを扱った既往の歩行評価手法について述べた。これに対し 3 つ目の歩行パラメタである動力学的パラメタの算出には、運動学的パラメタである関節位置データに加えて外力データが必要である。外力データの取得に使われる床反力計は非接触型のセンサであるが、設置型センサであることからデータ取得範囲が限定される。設置に工事が必要なことに加え、住宅内に床反力計を敷き詰めることは費用の面でも現実的ではない。また床反力計同士の境界部分はデータの取得が難しいため、計測の際にはセンサの中央に足を置く必要があり、自然な歩行が困難である。これに対し前田らは、剛体リンクセグメントモデルを用いて床反力計を使用せずに下肢の関節間力および関節モーメントを推定しており、関節間力に関しては十分な精度で算出可能であるとしているが、関節モーメントにおいては微分演算による誤差の蓄積などによって精度が不十分であると結論付けている[64]。身体の各部位にかかる負荷を評価するためには、床反力計を用いずに関

節モーメントを推定する手法が求められる。

1.2.6 階段歩行の計測

本研究では居住空間内で行われるすべての歩行を測定対象とするため、廊下での直線歩行や室内での自由経路歩行に加えて、階段歩行に対しても適用可能な手法を提案する。

階段歩行は平らな道での歩行と比較して難易度の高いタスクであるため[28-30]、より早い段階で疾患の予兆が現れる可能性がある。例えば高齢者に最も多い関節疾患である変形性膝関節症では、平らな道での歩行時や着座時などよりも早い段階で階段歩行時に膝の疼痛が生じた[65]。さらに、変形性膝関節症の患者は階段歩行中に健常者と比較してより高い外部膝内反モーメントが発生することがわかっており[66, 67]、これは慢性的な膝の痛みの発症に寄与する[68]。階段歩行における歩行パラメタの推定手法においては、非接触型センサによる情報取得に関する研究は少なく、その精度は十分に検証されていない。また、階段歩行においては階段の寸法が推定精度に影響を与える要因の一つである。著者が予備実験で用いた階段は踏面と蹴上のなす勾配が約 35.9° と大きく、Kinect v2 の骨格追跡機能による推定値の誤差が Figure 1.2 に示すように大きかった[69]。このように階段の形状によっては Kinect v2 の骨格追跡機能による関節位置推定を十分な精度で行えないことが懸念される。

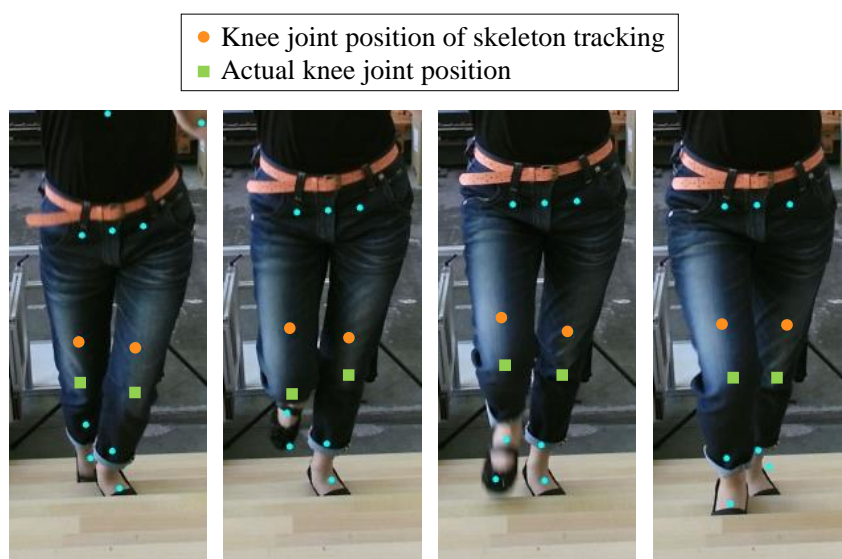


Figure 1.2 Knee joint position estimation during stair climbing. The knee joint positions detected by the skeleton tracking of Kinect v2 (orange circles) differ significantly from the actual ones (green squares).

1.2.7 歩行評価に有用なパラメタ

疾患や転倒経験と相関のある歩行パラメタを Table 1.1 にまとめる。転倒、認知症と合わせて関節疾患の典型である変形性膝関節症、変形性股関節症、および関節リウマチを挙げている。表より歩行評価に有用なパラメタの多くが時空間的パラメタおよび下肢に関するパラメタであることがわかる。また Table 1.2 には階段歩行時の歩行パラメタのうち、変形性

膝関節症の罹患と半月板損傷の有無、および異なる年齢群の間で有意差が見られたものを示している。表より階段歩行においても同様にパラメタの多くが時空間的パラメタおよび下肢に関するものであることがわかる。歩幅や歩行速度などの時空間的パラメタは下肢の関節位置などの運動学的パラメタから算出可能であるため、より多くのパラメタを推定するためには運動学的パラメタから推定することが有用であると言える。

Table 1.1 Gait parameters related to fall and diseases.

Factors	Related parameters
Fall	Gait speed [11-14], step length [12], knee extension muscular strength [13], hip abduction muscular strength [13], hip extension range of motion [13], rotation of trunk [13], maximum stride length [14], foot-gripping force [14], ankle range of motion [14], gait cycle change [15].
Dementia	Gait speed [9, 10].
Knee osteoarthritis	Gait speed [70], step length [70], knee extension muscular strength [70], stance phase ratio [71], knee adduction moment [71], knee flexion moment [71, 72], knee flexion angle [40, 71-73], pelvis angle[40], hip adduction moment [71], hip flexion moment [71], hip internal rotation moment [71], hip flexion angle[40], ankle flexion moment [71, 72], ankle flexion angle[40], ground reaction force [72], knee reaction force [72].
Hip osteoarthritis	Hip joint motion [73, 74], hip extension moment [74], hip adduction moment [74], hip internal rotation moment [74], hip external rotation moment [74].
Rheumatoid arthritis	Gait speed [75], stride length [75], step length [75], cadence [75], double support time [75], trunk tilt range [75], trunk lateral sway [75], hip range of motion [75], hip abduction [75], hip abductor moment [75], knee range of motion [75], ankle plantar flexion [75], hip extensor moment [75], hip flexion moment [75], knee flexion moment [75], ankle plantar flexion moment [75].

Table 1.2 Stair gait parameters related to factors.

Factors	Related parameters
Age difference	Lateral upper body movement [37], ground reaction force [76], EMG value of the rectus femoris and the biceps femoris [76, 77], EMG value of the vastus lateralis, vastus medialis, semitendinosus, soleus, gastrocnemius lateralis, tibialis anterior [77], leg stiffness at the impact phase [77], support time in performing push-off [77], magnitudes of the moment [36], cadence [36], stance time [36], knee joint force [39], knee flexion angle [39], knee joint moment [39].
Knee osteoarthritis	Knee flexion angle [34, 35], ankle flexion angle [34], hip flexion angle [34], single support time [33], step length [33], step width [33], stride [33], walking speed [33].
Meniscal tear	Maximum knee flexion angle [78], knee flexion range of motion [78], knee extension range of motion [78], knee abduction and adduction [78].

1.2.8 本研究の目的

筆者は、居住空間において居住者に意識させずに運動機能を継続的に計測し、その結果に応じて適切に空間が変化することで、居住者の健康を支援する居住空間の提案を目指す。例えば、提案手法を用いて経時的に取得した歩行パラメタから膝関節角度や膝関節モーメントの減少が見られた場合、変形性膝関節症などの運動器疾患の可能性が考えられる。このとき、医療機関の受診や正しいトレーニングの推奨、症状を悪化させる可能性のある生活習慣への警告や改善を促すような居住空間づくりによって、居住者の健康な生活を支援するような居住システムを目指している。

本研究では運動機能評価に際し歩行計測を取り上げ、居住空間内でセンサを搭載したロボットが居住者を追従することによる歩行時の深度データ取得手法および深度データを用いた歩行パラメタ推定手法を提案し、実際の居住空間を想定した提案手法の推定精度検証および有用性検証を実施する。Figure 1.3 に示したような居住空間への提案手法の導入を目指し、Figure 1.1 に示すように居住空間で想定される廊下、階段、室内における直線歩行、階段歩行および自由経路歩行の 3 種類の歩行を対象に精度検証および有用性検証を実施する。

本研究は居住者の健康な生活を支援するため、日々の生活において継続的に歩行を計測することで運動機能低下をはじめとした身体の機微な変化を抽出することを目指している。そのため本研究では 1.2.7 項に挙げた疾患患者や転倒経験者、運動機能が低下しているという自覚のある高齢者だけではなく、将来これらの疾患を発症する恐れのある若齢者を含む幅広い層を対象としている。よって本研究では実際の患者や高齢者を対象とした実験は行わず、あくまで居住空間におけるシステムの有用性を検証することに重点を置いている。

Table 1.1 および Table 1.2 で多く挙げられた下肢に関するパラメタを推定するためには下肢関節位置情報が必要である。よって本研究では運動学的パラメタとして、主たる下肢関節である股関節、膝関節、および足関節の三次元位置を推定する手法を提案し、これらを用いて膝関節角度、股関節角度、および足関節角度を算出する。また本研究では算出しないが、足関節の三次元位置情報により歩幅や歩行速度などの時空間的パラメタが算出可能である。筋力や関節モーメントなどの動力的パラメタは、通常外力データと関節角度データを筋骨格モデルに入力することで算出する。外力データの取得には主に床反力計が用いられるが、前述のとおり床反力計の使用は住宅内への導入を前提とした本研究には適さない。よって本研究では外力データを用いない動力的パラメタ推定手法を提案する。このように本研究では歩行パラメタにおいて時空間的パラメタ、運動学的パラメタ、および動力的パラメタを網羅的に推定可能な手法を提案する。

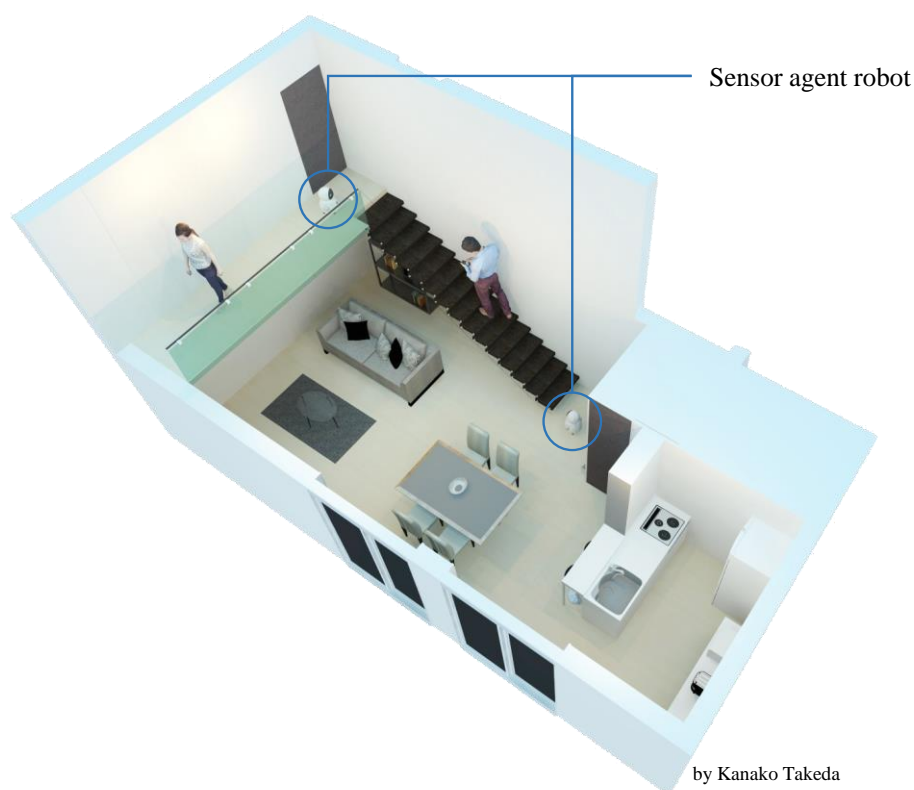


Figure 1.3 The image of installation of the proposed method.

1.3 本論文の構成

本論文の構成を Figure 1.4 に示す。本論文は 6 章から構成される。本章では、本研究の背景および目的を述べた。

第 2 章では、提案するロボットを用いた歩行時の深度データ取得手法について述べる。

第 3 章では、運動学的パラメタの推定手法について述べる。膝関節、股関節、足関節を代替する下肢関節の三次元位置の推定、およびこれらを用いた膝関節角度、股関節角度、足関節角度の算出について記述する。下肢関節の三次元位置から歩行速度や歩幅などの時空間的パラメタが算出可能であるが、それらの算出値は下肢関節位置の推定精度に依存するため本論文では割愛する。

第 4 章では、第 3 章で述べた運動学的パラメタ推定手法の有用性の評価を行う。直線歩行、階段歩行における精度検証実験、および自由経路歩行における居住空間での有用性検証実験について述べる。精度検証実験では参照基準として三次元動作解析装置を用いる。

第 5 章では、動力学的パラメタ推定手法およびその有用性評価について述べる。直線歩行における膝関節モーメントの推定を行い、参照基準である三次元動作解析装置によって算出された値との比較による精度検証を行う。

第 6 章では結論を述べる。

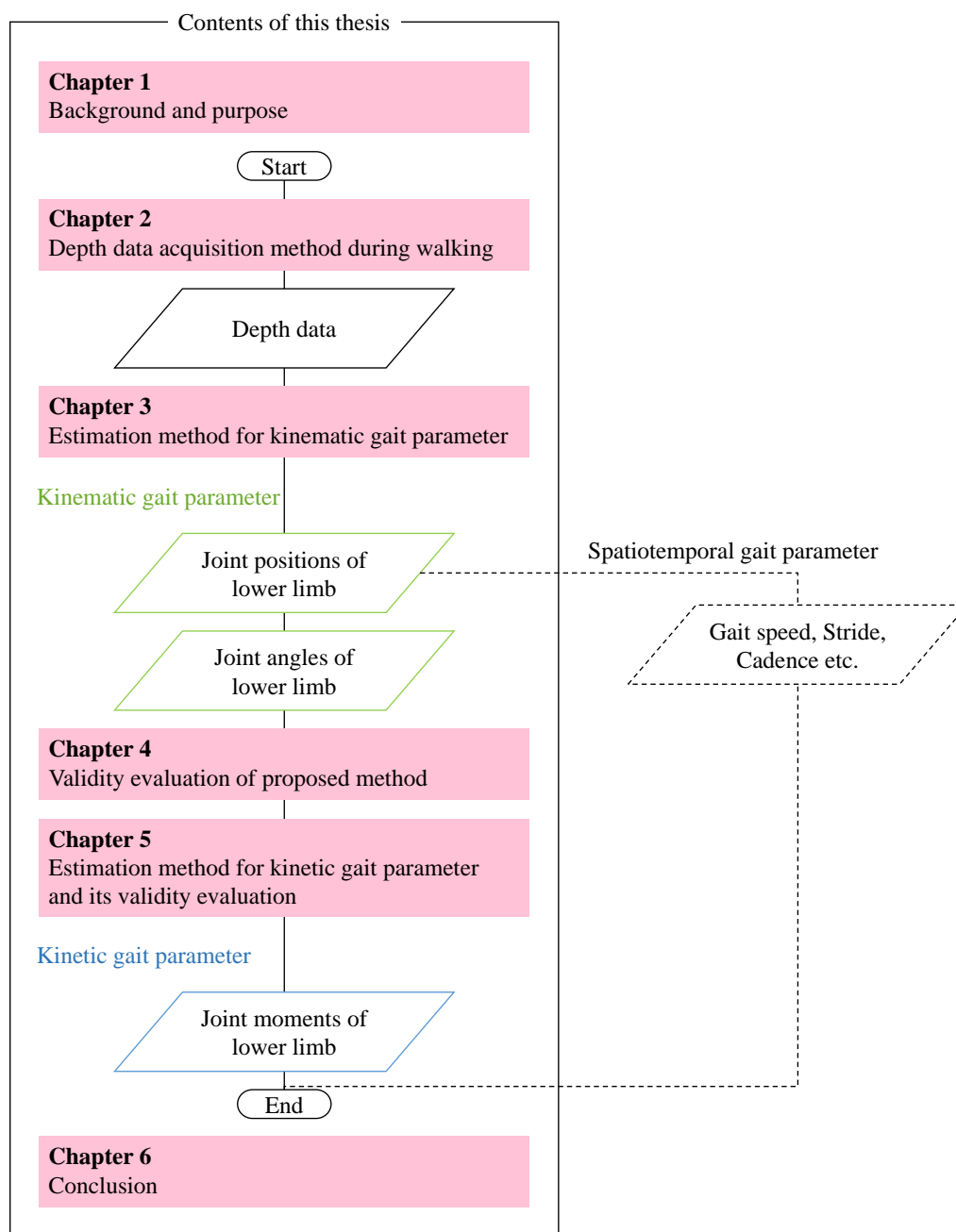


Figure 1.4 Overview of this thesis

1.4 結言

本章では、本研究の背景、目的および本論文の構成について述べた。はじめに居住空間における日常生活での歩行計測の重要性について述べ、従来の歩行計測手法の居住空間への導入における課題について言及したのちに、歩行評価に有用なパラメータ、および本研究の目的について述べ、本論文の構成についてまとめた。

第2章 歩行時深度データ取得手法

第2章 歩行時深度データ取得手法

2.1 緒言

本章では、提案するロボットを用いた歩行時深度データ取得手法について述べる。提案手法では、センサを搭載した小型の移動ロボットが測定対象者を追従することにより、距離の制限のない歩行評価の実現を目指す。使用するロボットの概要とシステムの構成、搭載したセンサ、および追従アルゴリズムについて述べる。本章では歩行パラメタ推定に用いる深度データ取得までを述べる。第3章で述べる運動学的パラメタ推定手法には本章で述べた手法により取得される深度データを用いる。一方で、第5章で述べる動力的パラメタ推定手法においては、本章ならびに次章で述べる運動学的パラメタ推定手法で推定した運動学的パラメタを用いることが可能であるが、動力的パラメタ推定手法の精度に運動学的パラメタ推定手法による誤差を影響させないため、第2章および第3章で述べる手法は用いず、参照基準である三次元動作解析装置による値を入力情報とした。詳しくは第5章で述べる。

なお、本章で述べるロボットを用いた歩行時深度データ取得手法は、4.2節および4.4節で述べる居住空間内での直線歩行時および自由経路歩行時に適用されるが、使用するロボットが階段昇降しないため4.3節で述べる階段歩行時には適用されない。

2.2 提案手法の概要

提案手法の概要図を Figure 2.1 に示す。小型の移動ロボットが測定対象者との距離を一定に保ちながら追従し、データを取得する。ロボットに搭載したセンサのデータ取得範囲に測定対象者の全身が入るよう、被験者とセンサとの距離を 1500 mm とした。この時ロボットに搭載したセンサの仰角は 10° 、地上から赤外線センサまでの高さは約 422 mm であった。仰角 10° および被験者とセンサとの距離 1500 mm は経験的に求めた値である。

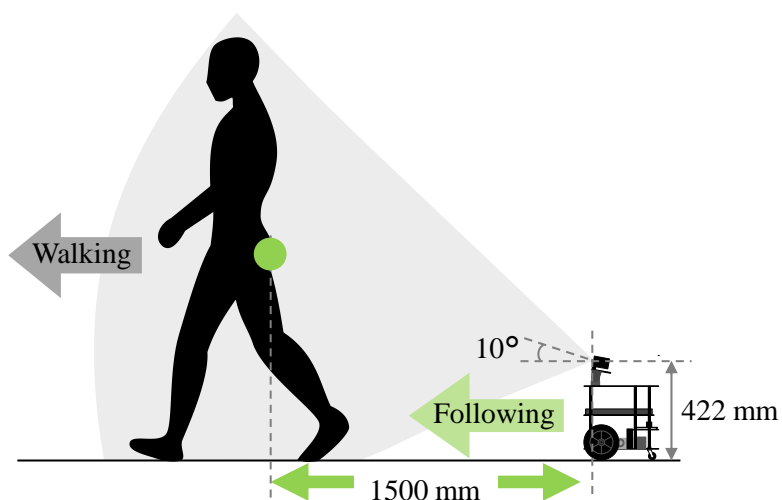


Figure 2.1 Image of the gait measurement system.

2.2.1 小型の移動ロボット e-bio Tβ

小型の移動ロボットである e-bio Tβ の主な仕様を Table 2.1 に、外観を Figure 2.2 に示す。e-bio Tβ は慶應義塾大学の高橋研究室と共同開発したもので、設計から加工、組み立てまでのすべての工程を大学内で行った。二輪駆動でセンサとして Kinect v2 を搭載している。センサを搭載した場合、高さ 443 mm、幅 396 mm、奥行 320 mm で重さ約 7.0 kg である。Figure 2.3 に立面図と各レベルの平面図を、Figure 2.4 に e-bio Tβ が人を追隨している様子を示す。1 階には車輪、モータ、モータドライブ、バッテリーをそれぞれ 2 つずつ、2 階にはマイクロコントローラ、3 階には PC、4 階には Kinect v2 を配置している。

Table 2.1 Specification of e-bio Tβ.

Parameters	Values
Size	396 mm (W)×320 mm (D)×446 mm (H)
Weight	7.0 kg
Wheel diameter	150 mm
Maximum speed	5.0 m/s
Micro-controller	mbed LPC 1768
Battery	Nickel-metal hydride battery, Capacity: 3900mAh
Motor-wheel connection	Pulleys and belts



Figure 2.2 Sensor agent robot, “e-bio Tβ”.

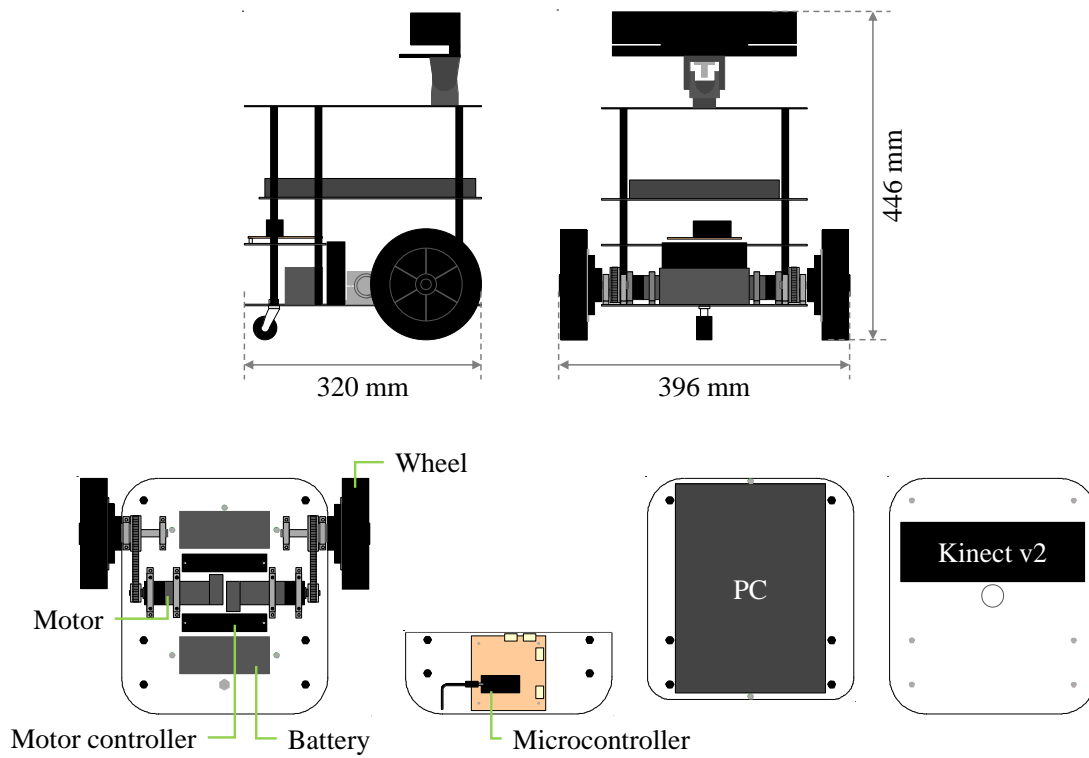


Figure 2.3 The plans of “e-bio Tβ”.



Figure 2.4 “e-bio Tβ” is following a person.

2.2.2 システム構成

システム構成は Figure 2.5 に示すように、Kinect v2 などのセンシング系とモータなどの駆動系をそれぞれ PC に接続する形となっている。モータコントローラ、モータ、ギアヘッド、エンコーダの仕様を Table 2.2 から Table 2.5 に、バッテリーの仕様を Table 2.6 に示す。モータ用のバッテリーにおいては、一つの駆動系につき Table 2.6 に示すバッテリー 2 個を直列に接続し 1 組として用いた。Kinect v2 はバッテリーにより 12 V の電圧が供給されている。Kinect v2 用のバッテリーの仕様を Table 2.7 に示す。

Table 2.2 Specification of the motor controller (maxon, ESCON 50/5) [79].

Parameters	Values
Operating voltage V_{cc} (min-max)	10-50 V
Maximum output voltage	0.98
Maximum output current I_{max} (time of peak)	15 A (20 s)
Continuous output current I_{max}	5 A
PWM clock frequency of power strage	53.6 kHz
Maximum efficiency	95 %
Maximum speed (DC)	150000 rpm

Table 2.3 Specification of the DC motor (maxon, A-max32) [79].

Parameters	Values
Rating power	20 W
Nominal voltage	12 V
No load speed	4670 rpm
No load current	58.2 mA
Torque constant	24.3 mNm/A
Speed / torque gradient	33.8 rpm/mNm
Maximum speed	6000 rpm

Table 2.4 Specification of the gearhead (GP 32 A) [79].

Parameters	Values
Reduction	4.8 : 1
Maximum continuous torque	0.75 Nm
Maximum intermittent torque	1.1 Nm
Maximum efficiency	80 %
Weight	110 g

Table 2.5 Specification of the encoder (HEDL 5540) [79].

Parameters	Values
Counts per turn	500
Maximum mechanical speed	12000 rpm
Supply voltage V_{cc}	$5.0V \pm 10.0\%$
Maximum angular acceleration	$250000 \text{ rad} / \text{s}^2$

Table 2.6 Specification of the battery of the motor (YB-S392A) [80].

Parameters	Values
Type	Nickel-metal hydride battery
Rating capacity	3900 mAh
Nominal voltage	7.2 V

Table 2.7 Specification of the battery of Kinect v2 (RA-HAA10R2WR2200) [81].

Parameters	Values
Type	Nickel-metal hydride battery
Rating capacity	2200 mAh
Maximum voltage	14.5 V
Nominal voltage	12 V
Weight	285 g

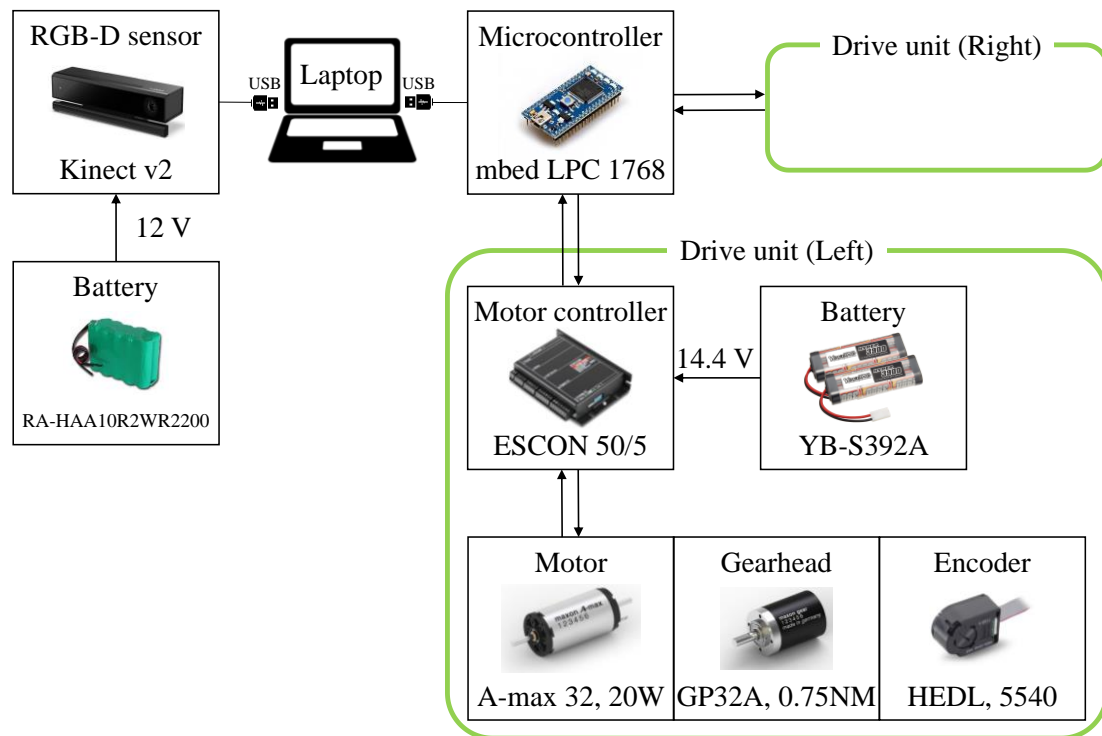


Figure 2.5 Configuration of the gait measurement system.

2.2.3 Kinect v2

Kinect v2 は 2014 年に Microsoft 社によって発売されたジェスチャーによるゲームコントローラであり、2010 年に発売された Kinect の二世代目である。開発者用 SDK が公開されており、RGB-D センサとして研究開発に幅広く使用されている。Figure 2.6 に示すように、Kinect v2 は RGB センサ、深度センサ、およびマイクロフォンを搭載しており、骨格追跡機能により、非接触でリアルタイムに関節位置を推定することが可能である。同様に顔の各パーツを推定することもできる。また、これらのデータを 30 fps で取得可能である。関節位置推定および顔パーツ位置推定は、機械学習を用いて実装されており、多くの被験者による様々な姿勢の身体データにおいて各部位を区分し関節位置と対応付けた学習データが用いられている[82]。骨格検出範囲は 500 – 4500 mm である。

一世代目の Kinect とは異なり、Kinect v2 では各センサの解像度が大幅に改善された。しかし、センサそのものが動いた際に連続的な関節位置推定が不可能となり、e-bio Tβ に搭載した際には骨格追跡機能を使用することができない[63, 83]。さらに、骨格追跡機能は学習データに基づいて関節位置推定を行うため、勾配の急な階段歩行時など学習データが対応しないケースにおいては推定精度が低いという課題が以前の研究で明らかになった[69]。そこで、本研究では骨格追跡機能を用いず、深度データを解析することで独自に骨格位置を推定する手法を提案する。なお、先行研究において RGB 画像をもとに関節位置を推定する手法が提案されているが[84]、本研究では居住空間内での使用を想定しているためプライバシーの観点から RGB 画像の使用は好ましくない。深度データは 512×424 ピクセルの解像度で、

測定可能範囲は 500 – 8000 mm、画角が水平 70°、垂直 60°という仕様である。

Kinect v2 は SDK が公開されており、USB インタフェースで PC に接続し C++や MATLAB でプログラミングが可能である。本研究では 2014 年 10 月に公開された Kinect for Windows SDK 2.0 を使用しており、以下はすべてこれに基づくものである[85]。なお本研究では Kinect v2 を用いて手法を提案するため、以後すべての記述において Kinect v2 の座標系に統一する。Kinect v2 の座標系は Figure 2.6 に示すように水平方向が X 軸、垂直方向が Y 軸、そして奥行方向が Z 軸となっている。

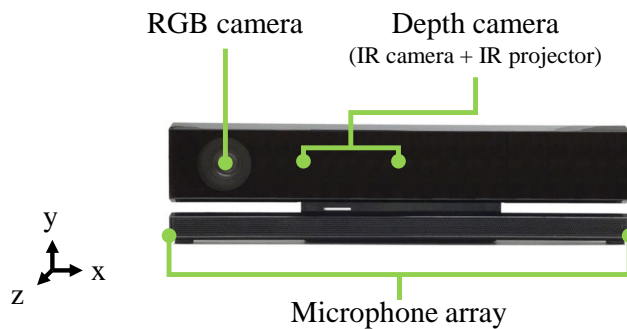


Figure 2.6 Kinect for Windows v2 and its camera positions.

2.3 追従アルゴリズム

本研究で用いた追従アルゴリズムは環境地図情報を用いず、人の位置情報のみをもとに追従を行う[83]。前述のように e-bio Tβ の移動中は骨格追跡機能によるデータ取得ができないため、追従のための人の位置情報取得にも深度データのみを用いる。Figure 2.7 に追従アルゴリズムのフローを、Figure 2.8 に追従中の深度画像を示す。深度データは前述のとおり 30 fps で連続的に取得されるが、本論文ではその一つひとつの深度データをフレームと記述し、データ取得開始から最初に得られた深度データより、1 フレーム目、2 フレーム目と勘定することとする。

アルゴリズムの手順は以下のとおりである。初期インデックスを Kinect v2 の視野の中央、すなわち地点 $O(256, 212)$ としたため、追従開始時には Kinect v2 の深度画像上の中央位置に測定対象者が配置されるように e-bio Tβ の位置を調整する。1 フレーム目は現在の深度を初期インデックス O の深度とする。2 フレーム目からは前回のインデックスの深度を一時的に現在の深度とする。そのインデックスを基準に上下左右方向において一つ隣のインデックスと深度を比較し、その差が 50 mm 未満であった場合は、さらにその隣のインデックスと深度を比較することを繰り返す。この操作により最終的に隣のインデックスの深度との差が 50 mm 以上、すなわち連続的な深度が得られない異なる物体との境界点を上下左右それぞれの方向において得ることができる。最後に得られた 4 つの境界点のインデックスの平均値をとり、そのインデックスと深度を現在のフレームにおける追従対象者の座標位置および深度であるとして、左右のモータに速度指令値を送信する。この作業をフレームごと

に繰り返す。

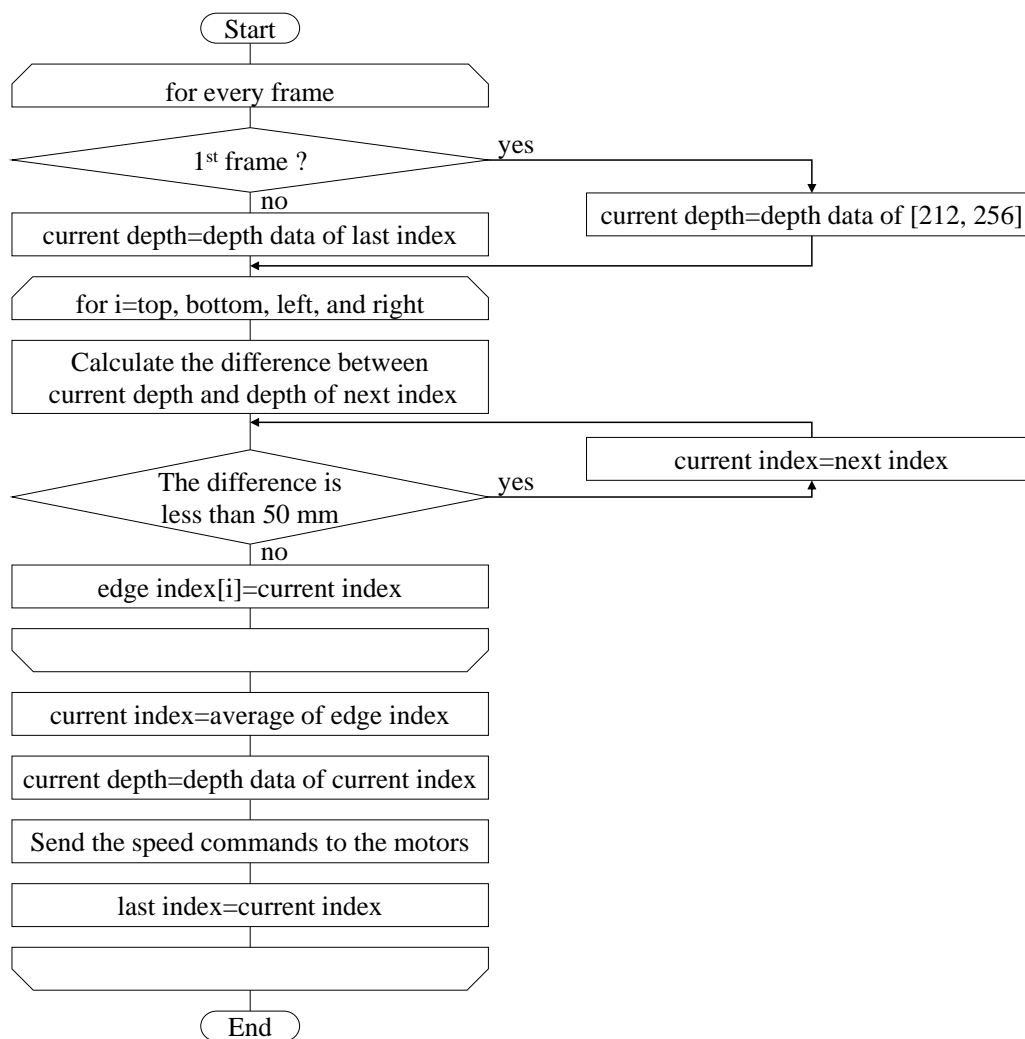


Figure 2.7 Flow of the following algorithm.

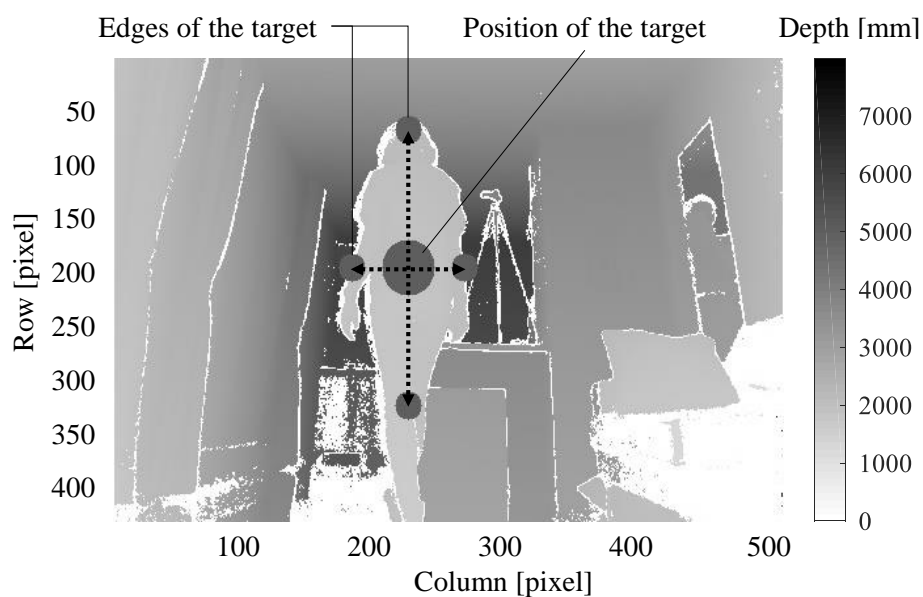


Figure 2.8 Depth image acquired by Kinect v2 while the robot is following a target.

2.4 結言

本章では、提案する歩行時深度データ取得手法について述べた。提案手法では Kinect v2 を搭載した小型の移動ロボット (e-bio Tβ) が人を追跡しながら深度データを取得する。居住空間内での使用を想定して、プライバシーの観点から深度データのみによる追跡アルゴリズムを採用した。

本研究は居住者の健康な生活を支援するため、居住空間内で行われる様々な歩行を計測することで徐々に生じる運動機能の変化を検出することを目指している。本章で提案した歩行時深度データ取得手法ではロボットが居住者を追跡することにより、複数のセンサを各部屋に設置することなく、居住者の深度データを取得することが可能となった。

第3章 運動学的パラメタ推定手法

第3章 運動学的パラメタ推定手法

3.1 緒言

本章では、歩行解析に関する用語の説明および運動学的パラメタの推定手法を述べる。膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置を推定する手法についてそれぞれ説明したのち、これらの関節位置情報を用いた膝関節角度、股関節角度および立脚期の足関節角度の算出について述べる。前述のとおり本研究では身体の下肢関節に着目し、股関節、膝関節、および足関節の位置を代替するそれぞれの位置の推定を行う。提案手法ではまず膝関節位置の推定を行う。膝関節は床から遠いため踵位置推定時にノイズとなる床のデータなどの影響を受けづらく、また上肢データのノイズの影響も股関節代替位置推定時に比べて小さい。さらに関節の動きをヒンジに仮定することが可能であり、限定的な動きを仮定することで推定が比較的容易である。踵位置の推定は膝関節位置の推定後に解析対象範囲を膝関節位置よりも下部にあたる下腿部および足部に絞って行う。股関節位置の推定も膝関節位置の推定後に解析範囲を膝関節位置よりも上部にあたる大腿部に絞って行う。股関節においては関節中心位置を特定することが困難であるため、膝関節位置より一定距離上部に位置する大腿上の一点を股関節代替位置として推定する。3.3節で述べるデータの保存ではC++で記述したプログラムを用いた。3.4節から3.7節に述べる深度データから歩行パラメタを推定する手法の大まかなフローをFigure 3.1に示す。前処理、膝関節位置の抽出、踵位置の抽出、および股関節代替位置の抽出から成る。これらの解析プログラムはすべてMATLABで記述し、解析はオフラインで行った。

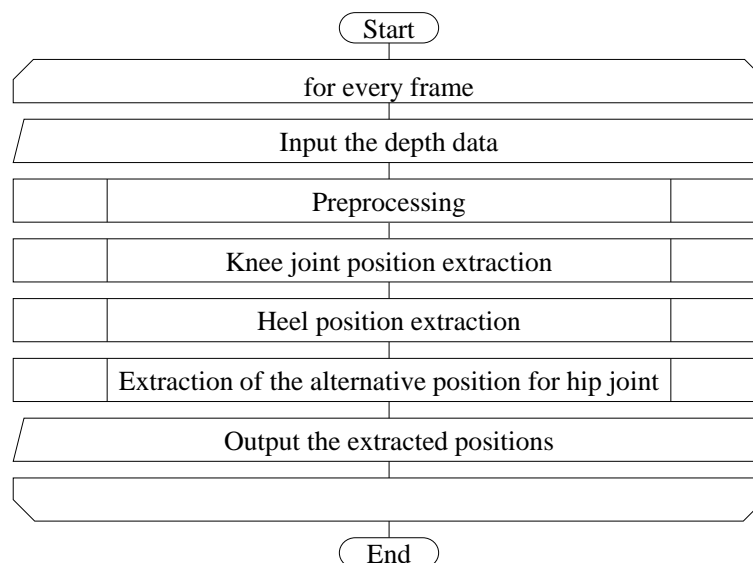


Figure 3.1 Flow of the overall method to estimate the knee joint position, the heel position, and the alternative position for hip joint.

3.2 歩行解析に関する用語について

本節では歩行解析に必要な用語について述べる。本論文では Figure 3.2 に示すように、身体に対する平面を解剖学の用語で前額面 (Frontal plane)、矢状面 (Sagittal plane)、水平面 (Transverse plane) と表現する。また軸に関してはそれぞれ垂直軸 (Vertical axis)、矢状軸 (Sagittal axis)、水平軸 (Transverse axis) と表すこととする[86]。

歩行周期には、伝統的な定義とランチョ・ロス・アミーゴ国際リハビリテーションセンター (Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center: 以下 RLANRC) の医師である Jacquelin Perry 氏による定義[87]があるが、近年は後者が異常歩行の分析に対応可能であるとして一般的に用いられており[18] [31]、本論文でも RLANRC 式を用いることとする。Figure 3.3 に RLANRC 式の歩行周期を示す。歩行周期は大きく立脚期 (Stance phase) と遊脚期 (Swing phase) に分けられ、それぞれ足が地面に着いている時期、および足が地面から離れている時期を意味する。さらに立脚期は5相、遊脚期は3相にそれぞれ分けられる。歩行周期の始まりは足が地面に接触する瞬間である初期接地 (Initial Contact: IC) で定義され、立脚期の始まりとなる。その後荷重応答期 (Loading Response: LR)、立脚中期 (Mid Stance: MSt)、立脚終期 (Terminal Stance: TSt)、そして前遊脚期 (Pre-Swing: PSw) ままで立脚期である。続く遊脚初期 (Initial Swing: ISw)、遊脚中期 (Mid Swing: MSw)、遊脚終期 (Terminal Swing: TSw) が遊脚期の3相である。

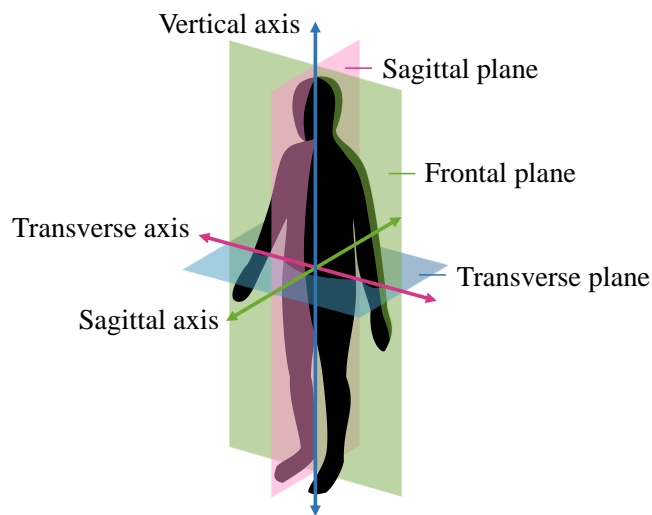


Figure 3.2 Anatomical planes and axes of human body.

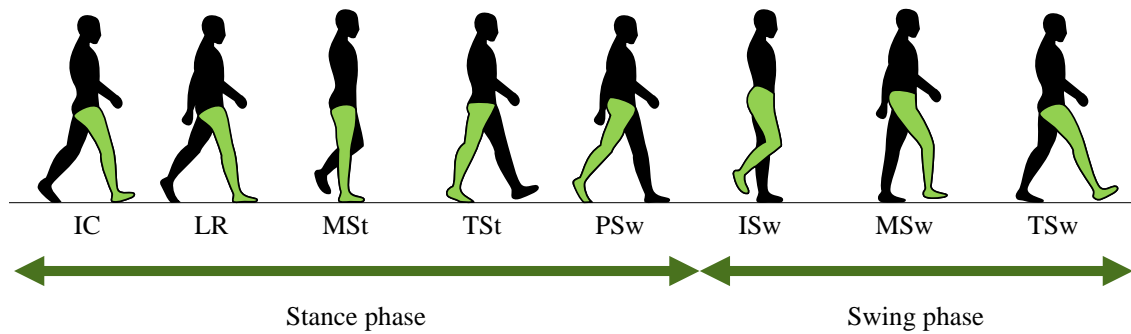


Figure 3.3 Gait cycle defined by RLANRC.

3.3 データの保存

C++で記述したプログラムにより Kinect v2 の深度データを約 30 fps で保存した。取得した深度データは 424 行 512 列の配列である。プログラムでは、測定開始から全フレーム分の深度データをメモリに蓄積し、測定終了時にフレーム毎に CSV ファイルとして保存することで保存時間の短縮を図った。深度データをグレースケールで表示したものを Figure 3.4 に示す。縦横の軸は行列のインデックスを示している。図より部屋の中央に人が立っていることがわかる。奥の壁が深度 0 mm となっているのは測定範囲である 8000 mm を超えているからである。

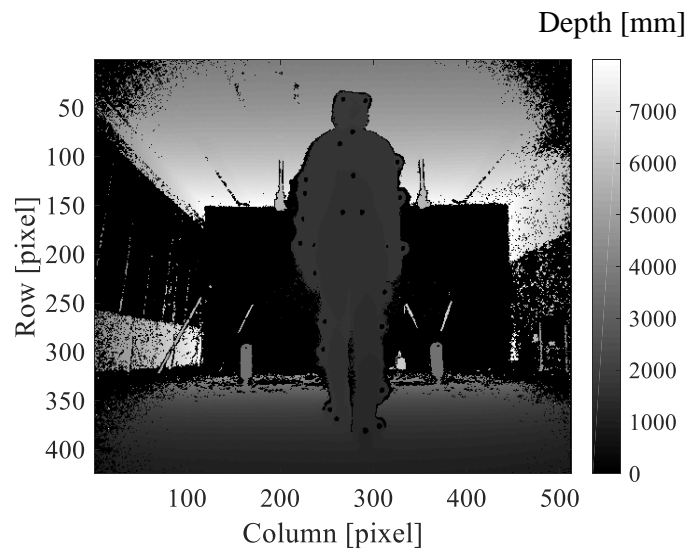


Figure 3.4 Greyscale image of acquired depth data by Kinect v2.

3.4 前処理

解析の前処理のフローを Figure 3.5 に示す。まず、取得した深度データを 3 次元プロットに変換する。深度データは各ピクセルにおける奥行方向の座標データであり、Z 軸座標行列 \mathbf{Z}^K として得られる。ここで、上添え字 K は Kinect v2 座標系の値であることを示す。各ピクセルの深度は、 \mathbf{Z}^K の対応するセルに単位ミリメートルで格納される。 \mathbf{Z}^K のサイズを $m \times n$

とすると、任意の要素 (i, j) における X 軸座標値 $X_{i,j}^K$ および Y 軸座標値 $Y_{i,j}^K$ は、Kinect v2 の水平画角 α 、垂直画角 β 、行数 m 、列数 n 、および Z 軸座標値 $Z_{i,j}^K$ を用いて次の式(3.1)および式(3.2)によって単位ミリメートルで求められる。この時 $1 \leq i \leq m$ 、 $1 \leq j \leq n$ である。

$$X_{i,j}^K = \frac{\left((n/2 - j + 1) \times Z_{i,j}^K \times \tan \alpha \right)}{n/2} \quad (3.1)$$

$$Y_{i,j}^K = \frac{\left((m/2 - i + 1) \times Z_{i,j}^K \times \tan \beta \right)}{m/2} \quad (3.2)$$

ここで $m = 412$ 、 $\alpha = 35^\circ$ 、 $n = 424$ 、 $\beta = 30^\circ$ であり、これらの式は Figure 3.6 に準ずる。これらの式で求められた X 軸座標行列 \mathbf{X}^K 、Y 軸座標行列 \mathbf{Y}^K および \mathbf{Z}^K を用いて、深度データの 3 次元プロットが可能となる。

次に角度補整を行う。本研究で深度データを取得する際には基本的に Kinect v2 の偏波角および方位角は 0° に設定したため、主に仰角において Kinect v2 の座標系を傾き角度だけ反対に回転し補整する必要がある。また設置時やデータ取得中に何らかの外的要因によって床や壁などの水平線や垂直線が絶対座標系からずれた場合は、偏波角および方位角においても角度補整を行う。任意の要素 (i, j) における仰角 θ の角度補整を式(3.3)および式(3.4)に示し、図を Figure 3.7 に示す。なお、Figure 3.7 で K と書かれた黒い正方形は Kinect v2 センサを横から見たものを表す。

$$Y_{i,j}^R = Z_{i,j}^K \times \sin \theta + Y_{i,j}^K \times \cos \theta \quad (3.3)$$

$$Z_{i,j}^R = Z_{i,j}^K \times \cos \theta - Y_{i,j}^K \times \sin \theta \quad (3.4)$$

ここで先程と同様に上添え字 K は Kinect v2 座標系の値であることを示すのに対し、上添え字 R は変換後の絶対座標系を示す。方位角の場合は X 座標および Z 座標、偏波角の場合は Y 座標および X 座標において同様の式で変換を行う。Figure 3.4 で示した深度画像を 3 次元プロットに変換し、角度補整したものを Figure 3.8 に示す。

続いて背景プロットの除去を行う。階段歩行の計測時など Kinect v2 を固定設置して用いる場合は、測定対象者が計測範囲に居ない状態での深度データを背景データとして保存し、各フレームデータにおける点群プロットに対して、背景データにおける点群プロットから 50 mm 以内の距離にあるプロットを除去する。このとき背景データのすべてのプロットに対して入力したフレームのすべてのプロットとの距離を算出するため、処理に時間がかかる。

一方 e-bio Tβ に Kinect v2 を搭載してデータ取得を行う場合は、背景データが逐次変化するため前述の手法は使えない。この場合は e-bio Tβ が測定対象者に対して一定の距離を保って追跡するようにプログラムされていることを利用して、測定対象者の位置の取り得る範囲を限定する。まず、 \mathbf{X}^R 、 \mathbf{Y}^R および \mathbf{Z}^R から成る 3 次元配列 \mathbf{A} を考える。測定対象者の位置を推定するため、 \mathbf{A} のうち以下の式(3.5)から(3.7)に示した条件に当てはまらないセルに NaN (Not-a-Number) を入力する。NaN は非数として定義され、演算処理がされない。この時

ずれかの座標において NaN が入力された要素には、ほかの座標においても NaN を入力する。

$$-600 \text{ mm} < X_{ij}^R < 600 \text{ mm} \quad (3.5)$$

$$0 \text{ mm} < Y_{ij}^R < 1000 \text{ mm} \quad (3.6)$$

$$Z_{ij}^R < 3000 \text{ mm} \quad (3.7)$$

Aの X 軸座標成分のヒストグラムから求めた最頻値を X 軸上の測定対象者の位置 S_X とする。次に再び \mathbf{X}^R 、 \mathbf{Y}^R および \mathbf{Z}^R から成る 3 次元行列 \mathbf{B} を作成し、 S_X を用いて式(3.8)から(3.10)に示した条件に当てはまらないセルに NaN を入力することでプロットの範囲を限定する。

$$S_X - 600 \text{ mm} < X_{ij}^R < S_X + 600 \text{ mm} \quad (3.8)$$

$$-500 \text{ mm} < Y_{ij}^R < 1500 \text{ mm} \quad (3.9)$$

$$Z_{ij}^R < 3000 \text{ mm} \quad (3.10)$$

さらに、 \mathbf{Z}^R を 3×3 の 9 分割したときの中央のブロックを抽出し、そのヒストグラムの最頻値を Z 軸上の測定対象者の位置 S_Z とする。 S_Z を用いて \mathbf{B} の範囲を式(3.11)で再定義する。

$$S_Z - 1000 \text{ mm} < Z_{ij}^R < S_Z + 1000 \text{ mm} \quad (3.11)$$

式(3.8)および式(3.11)によって測定対象者の周囲における幅±600 mm、奥行±1000 mmの範囲を抽出すると (Figure 3.9)、 \mathbf{Y}^R のヒストグラムで最頻値を示すのは床の位置 F_Y となる。よって最後に式(3.12)に示すように F_Y よりも高い位置、すなわち床面よりも上の範囲を抽出する。

$$F_Y < Y_{ij}^R \quad (3.12)$$

以上の背景プロットの除去を行った図を Figure 3.10 に示す。

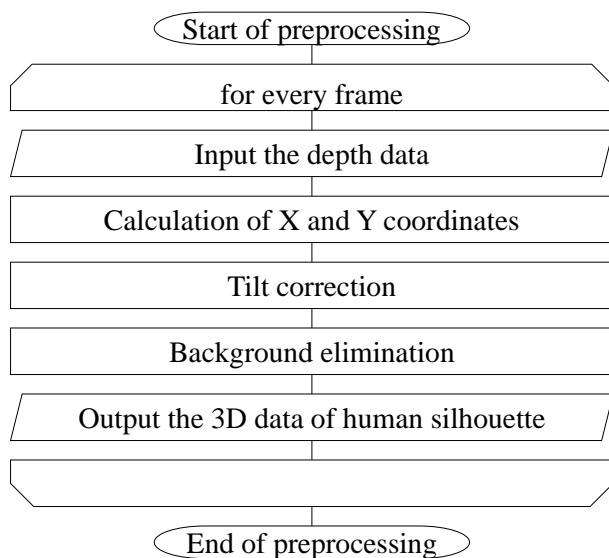


Figure 3.5 Flow of the preprocessing phase.

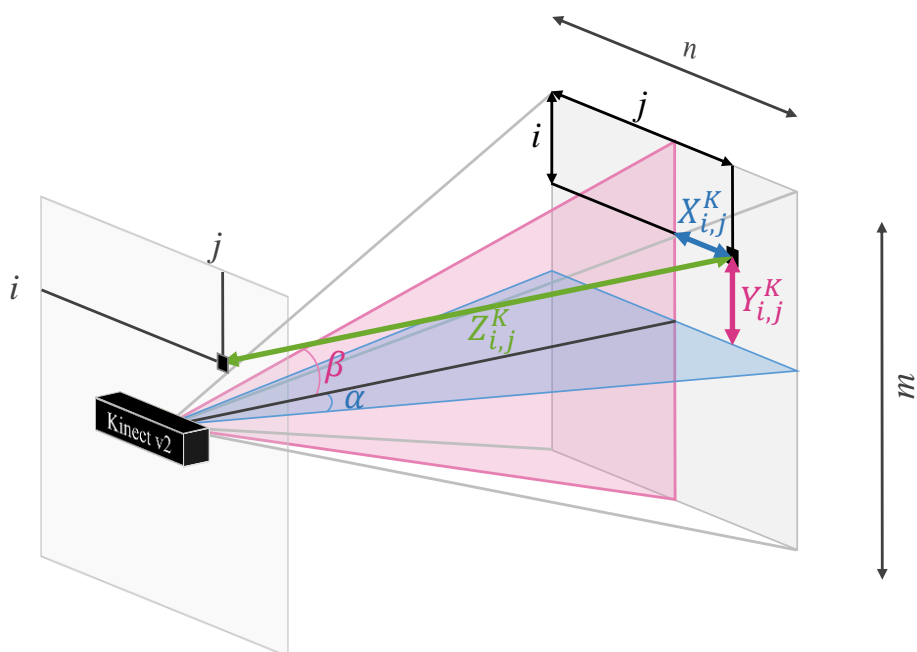


Figure 3.6 Three-dimensional data calculation.

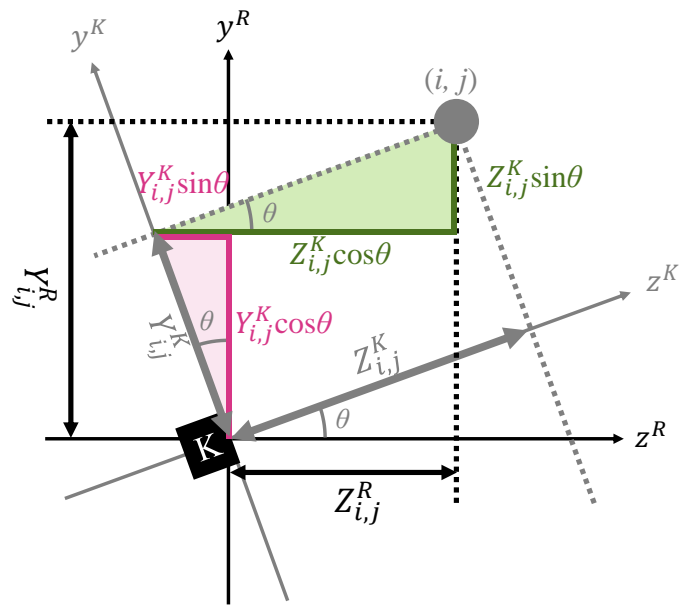


Figure 3.7 Tilt correction.

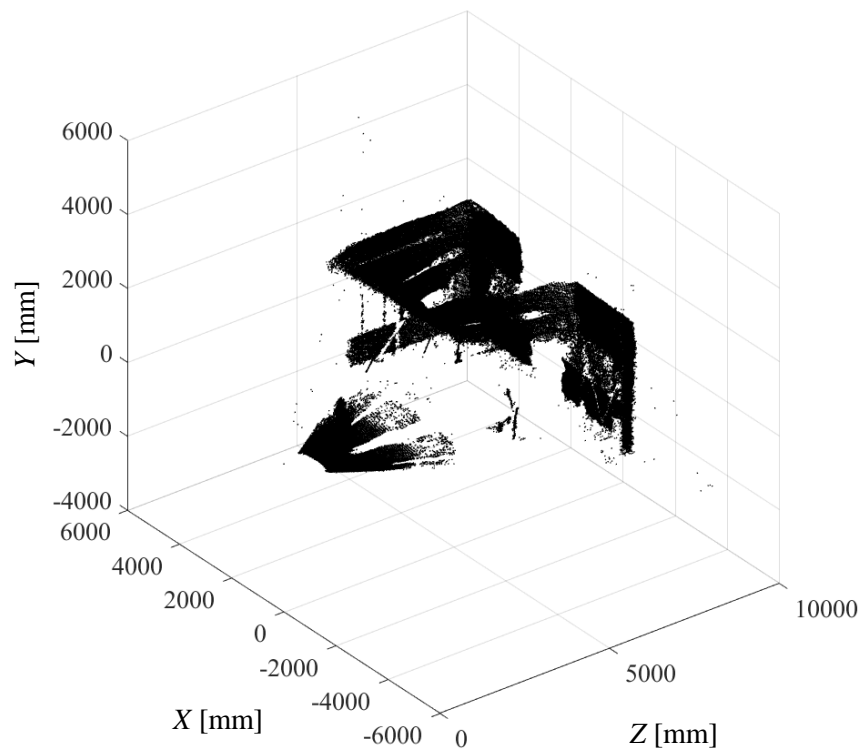


Figure 3.8 The tilt corrected three-dimensional plots.

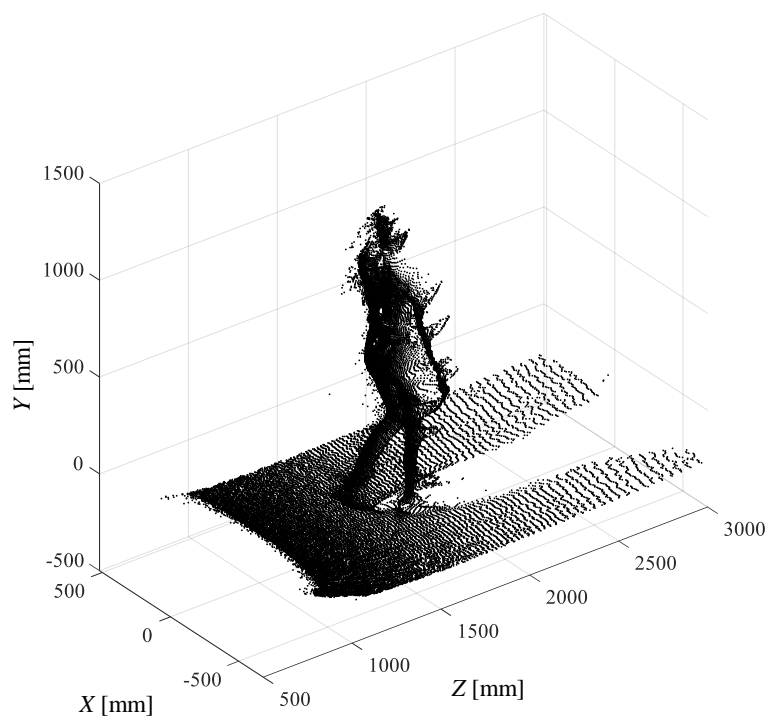


Figure 3.9 The three-dimensional plots with plots of the floor around the target.

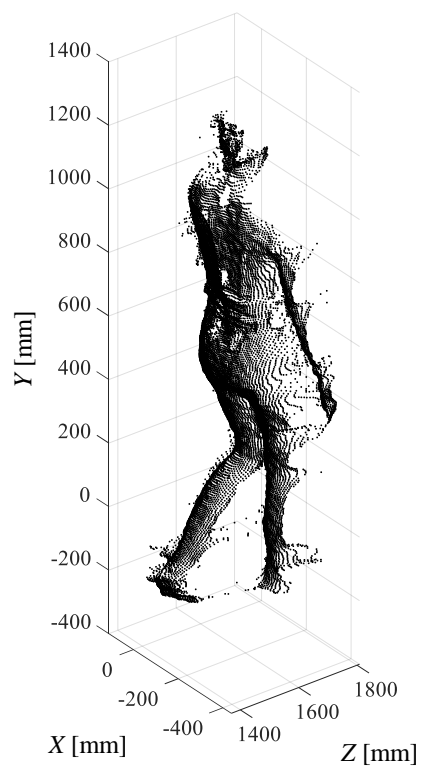


Figure 3.10 The background eliminated three-dimensional plots.

3.5 膝関節位置の推定

本論文における膝関節位置の定義と推定手法について述べる。膝関節は顆状関節に分類されるが、主な動きは屈曲と伸展であり、しばしばヒンジに形容される。屈曲時には矢状面において膝関節を中心に下肢が折れる形状をとり、関節位置の特定が比較的容易である。提案手法では深度データの水平面および矢状面における断面形状の特徴を利用して膝関節位置の推定を行う。

3.5.1 本論文における膝関節位置の定義

膝関節は大腿骨、脛骨、および膝蓋骨によって構成される[88]。屈曲伸展方向の動作が主であるが実際の動きは複雑であり[89]、関節の動きと共に移動する関節中心の正確な位置を把握することは困難である。三次元動作解析装置として多くの先行研究において用いられている VICON (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) [90]の使用に際し身体に取り付ける反射マーカの位置は、膝を伸展および屈曲させた際に大腿および下腿の両軸が交差する屈伸軸上の点としており[91]、Figure 3.11 で橙色のマーカで示した関節中心としている点にあたる。一方、提案手法では測定対象者の前額面における身体の背面あるいは前面(階段歩行に限る)を深度センサで撮影した深度データを用いているため、推定する膝関節位置は身体の表面における一点となる。そのため、Figure 3.11 に緑色のマーカで示したように、実際に推定する点は身体の前面および背面においてそれぞれ膝蓋骨の中心 (Patella)、および膝窩 (Popliteal) となる。第2章で述べた歩行時深度データ取得手法では、歩行中の測定対象者を e-bio Tβ が背後から追跡しながら深度データの取得を行うため、膝窩の位置を推定することとなる。一方、階段歩行においては前面および背面から取得した深度データを用いて膝関節位置推定を行うため、膝蓋骨および膝窩の位置を推定する。本論文では、正確には膝窩および膝蓋骨にあたる位置を簡単のため膝関節位置と記述する。

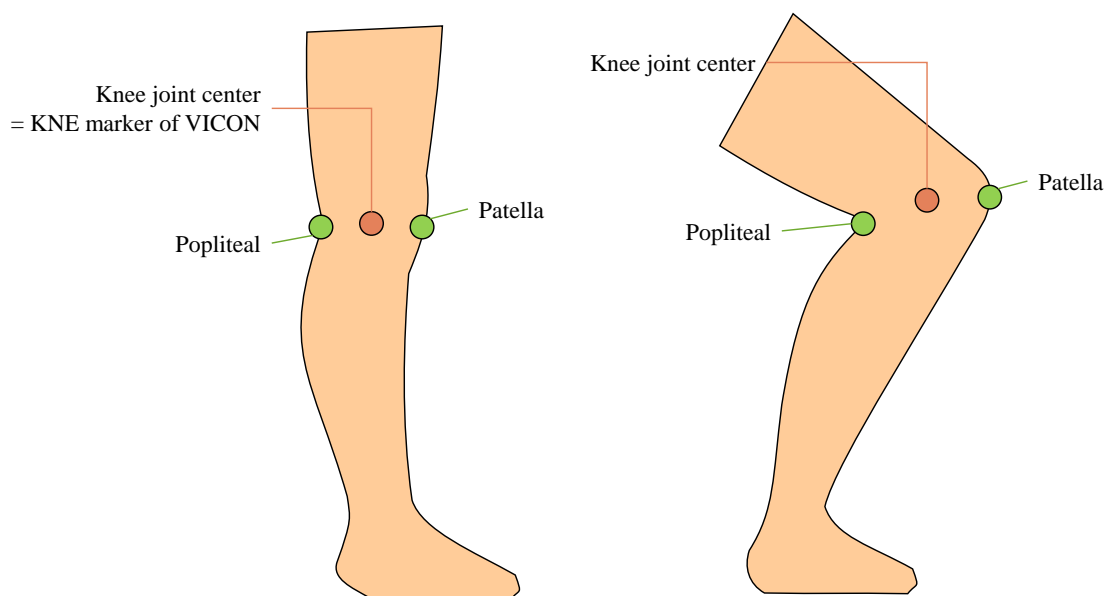


Figure 3.11 The popliteal and the patella which are estimated as knee joint positions in the proposed method, and the anatomical knee joint position.

3.5.2 膝関節位置推定手法のフロー

膝関節位置推定手法のフローを Figure 3.12 に示す。膝関節周辺の下肢の抽出、下肢の抽象化、左右下肢の分割、膝関節位置の抽出の4つの手順をフレームごとに繰り返す。以下に手順の詳細について記述する。

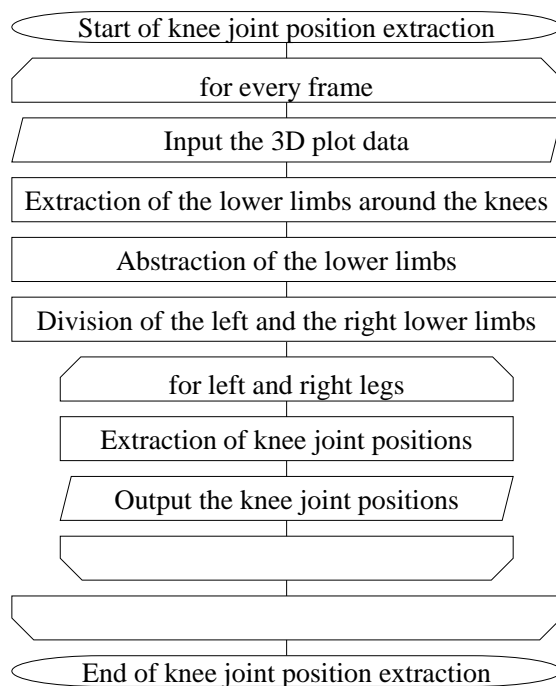


Figure 3.12 Flow of the knee joint position estimation method.

3.5.3 膝関節周辺の下肢の抽出

下肢は身体の下半分であると定義した[92] [93]。 \mathbf{Y}^R のヒストグラムを求め、値を取る範囲の最小値から最大値までを測定対象者の身長であるとして、その中点を算出した。これがFigure 3.13の黄色い線にあたる。この黄色い線を上肢と下肢の境界線と定義し、これよりもY軸方向において下部の範囲を下肢として抽出した。この下肢範囲は、後述する3.6節の踵位置の推定および3.7節の股関節代替位置の推定にも用いる。

膝関節位置の推定に際しては、膝は下肢の中央部に位置することからさらにY軸座標の範囲をもとの範囲の20%から80%に狭めた。対象範囲をFigure 3.14に示す。

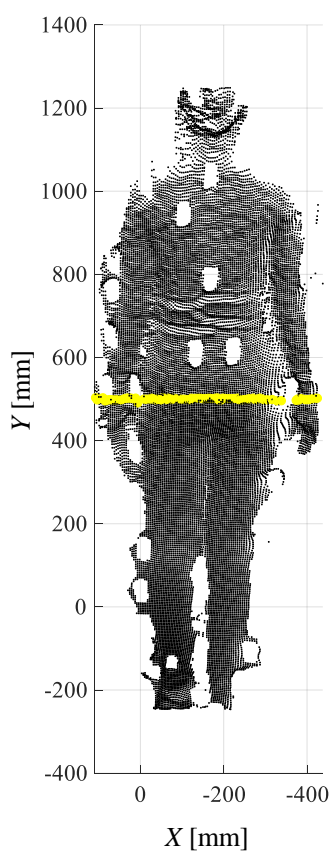


Figure 3.13 The three-dimensional plots and the boundary dividing the body into upper and lower parts as yellow line in the X-Y plane.

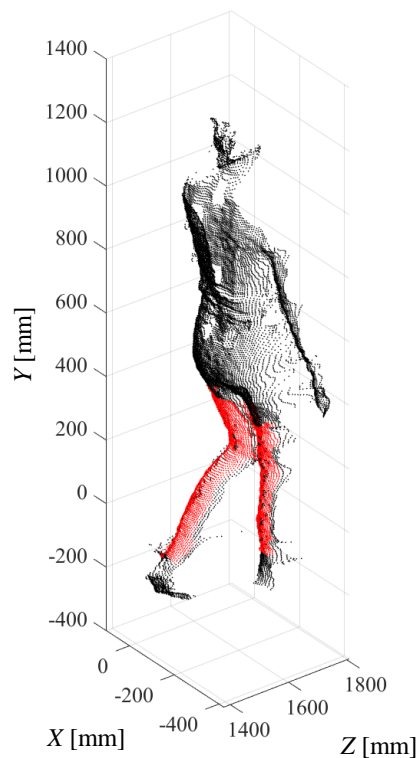


Figure 3.14 The three-dimensional plots and the extracted lower limbs which are shown as red dots.

3.5.4 下肢の抽象化

Figure 3.14 で赤いプロットで示された膝関節周辺範囲において、ある Y 軸座標値における水平断面を参照すると Figure 3.15 のように左右の下肢断面が二つの谷で表される。ここで二つの極小値をその高さにおける左右の下肢の代表点として、下肢の抽象化を行う。図で桃色は左脚を、水色は右脚を示す。左右の代表点は、極小値を一つずつ抽出したのちに X 軸座標の位置によって決定した。極小値は-1 を乗じた点群に MATLAB の 'findpeaks' 関数を適用することで求めた。

膝周辺範囲のすべての高さにおける代表点群を Figure 3.16 に示す。この代表点群のうち外れ値を除くプロットにおいて左右それぞれ X 軸座標の平均値をとり、さらにその平均値を左右の下肢の境界値とした。この境界値を基準として X 軸座標値が大きいプロットを左下肢、小さいプロットを右下肢と定義した。これより再度左右下肢において、各 Y 軸座標値における水平断面を参照し、極小値の代わりに最小値を抽出した。

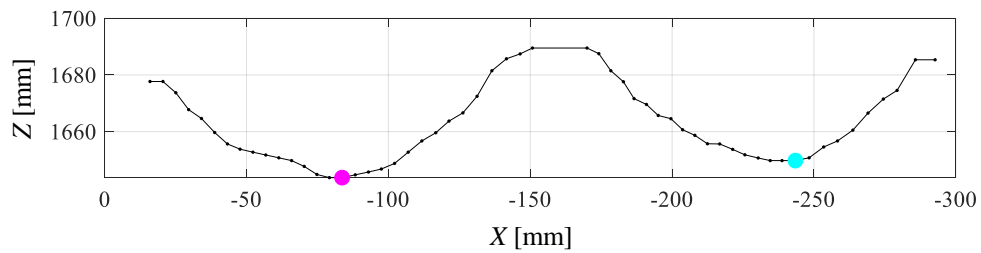


Figure 3.15 The representative plots of lower limbs in a transverse plane at a certain height.

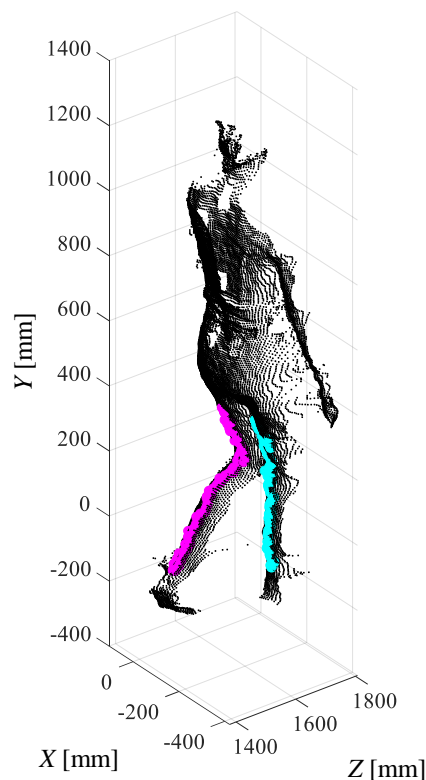


Figure 3.16 The representative plots of left and right lower limbs (the magenta and cyan dots).

3.5.5 膝関節位置の抽出

Figure 3.16 で示した左脚の代表点群を矢状面から見たものを Figure 3.17 に示す。代表点群の Y 軸座標における最大点と最小点を図のように緑色の直線で結び、直線との距離が最も大きい代表点を膝関節位置として抽出した。このとき代表点群における高周波ノイズを除去するため、カットオフ周波数 1/15 Hz のローパスフィルタ (2 次のバターワースフィルタ) をかけた。抽出した膝関節位置を Figure 3.17 に緑色のマーカで示す。Figure 3.18 に左右下肢の代表点群を桃色と水色の点群で、抽出された左右の膝関節位置を緑色と橙色の点で示している。

この手順では Figure 3.17 に示す左脚のように膝関節が屈曲している場合には問題なく関節位置推定が可能であるが、膝関節が伸展している場合には正しい位置に極小値をとらな

い可能性があり、膝関節位置の誤認識が懸念される。膝関節位置の推定を誤ると、その後の踵位置および股関節代替位置の推定にも影響を及ぼしてしまう。そのため本手法では経験的に求めた閾値を用いて、二段階にわたるエラー回避のための値の妥当性確認を行った。まず、抽出された代表点と直線との距離が十分であるかを判断した。この距離が 50 mm 未満の場合は直前のフレームにおける膝関節位置との 3 次元距離を算出し、外れ値かどうかを判断した。3 次元距離が 150 mm 以上の場合は外れ値であるとして、直前のフレームにおける膝関節位置から Y 軸座標において ± 100 mm の領域に範囲を絞り、再度膝関節位置を推定した。この過程によって、立位状態から計測を開始した際には最初に膝が屈曲するまでは膝関節位置が推定されず、膝関節位置の誤認識が回避された。

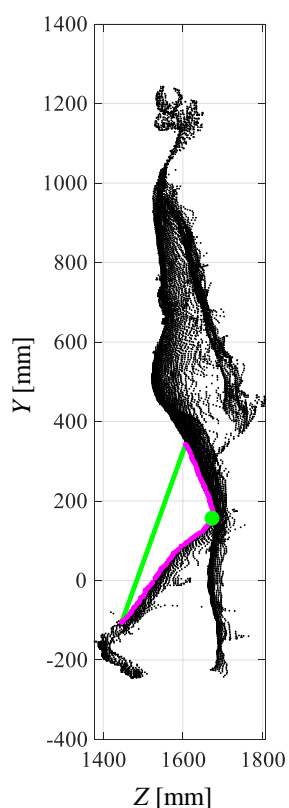


Figure 3.17 The extracted left knee joint position (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) and the straight line (the green line) in the sagittal plane.

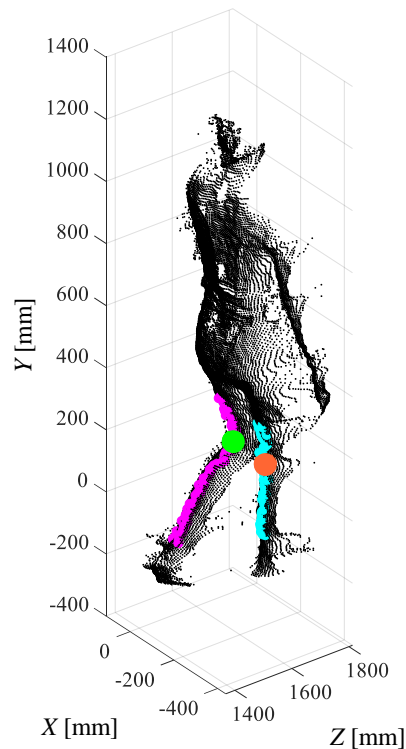


Figure 3.18 The left and right representative plots (the magenta and cyan dots) and the extracted knee joint positions (the green and orange dot).

3.6 踵位置の推定

本論文における踵位置の定義と推定手法について述べる。提案手法の基本は3.5節で述べた膝関節位置推定手法に倣った手順である。運動学的パラメタの算出には足関節が通常用いられるが、踵と比較して身体の外形から得られる特徴が少ないため、本研究では踵位置で代替する。

3.6.1 本論文における踵位置の定義

足関節は脛骨、腓骨、距骨、および踵骨から成る距腿関節、距骨下関節、および遠位脛腓関節の複合関節であり[94]、解剖学的な関節中心の把握は困難である。Figure 3.19に示すように、三次元動作解析装置であるVICONの反射マーカ取り付け位置は橙色のマーカで示した位置にある外果としている[91]。一方本論文においては、3.5節で述べた膝関節位置の推定と同様に歩行動作中の身体の形状をもとに関節位置を推定する。足関節位置においては膝関節位置とは異なり、歩行中の足関節底屈および背屈時の関節位置の形状変化よりも、踵の形状がより特徴的である。よって本論文では通常用いられる足関節の代わりに、踵位置を推定することとする。

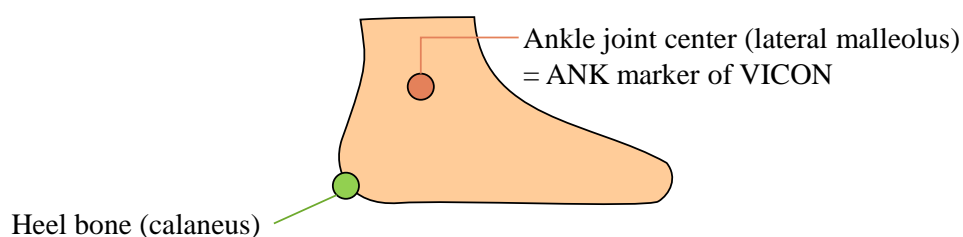


Figure 3.19 The position of the anatomical ankle joint center, the ankle joint position of Kinect v2, and the heel bone which is estimated as the heel joint position instead of the ankle joint position in the proposed method.

3.6.2 踵位置推定手法のフロー

踵位置の推定は膝関節位置推定の後に行う。Figure 3.20 にフローを示す。3.5 節で定義した左右それぞれの下肢データを対象に解析を行う。はじめに、膝関節位置よりも下部のプロットデータを抽出し、3.5 節と同様に抽象化を行う。次にプロットの Y 軸座標における最小値、すなわち高さが最も低い代表点と、3.4 節で定義した F_Y の Y 軸上の距離 L を算出しておく (Figure 3.21)。代表点群の Y 軸座標における最大点および最小点を直線で結び、直線との距離が最大となる代表点を抽出する。このときその最大となる距離を l_{max} と定義する (Figure 3.22)。これより足底観測の可否および立脚期・遊脚期によって Figure 3.23 の手順で 3 つのケースに場合分けを行い、踵位置を推定する。以下に Case 1 から Case 3 について記述する。

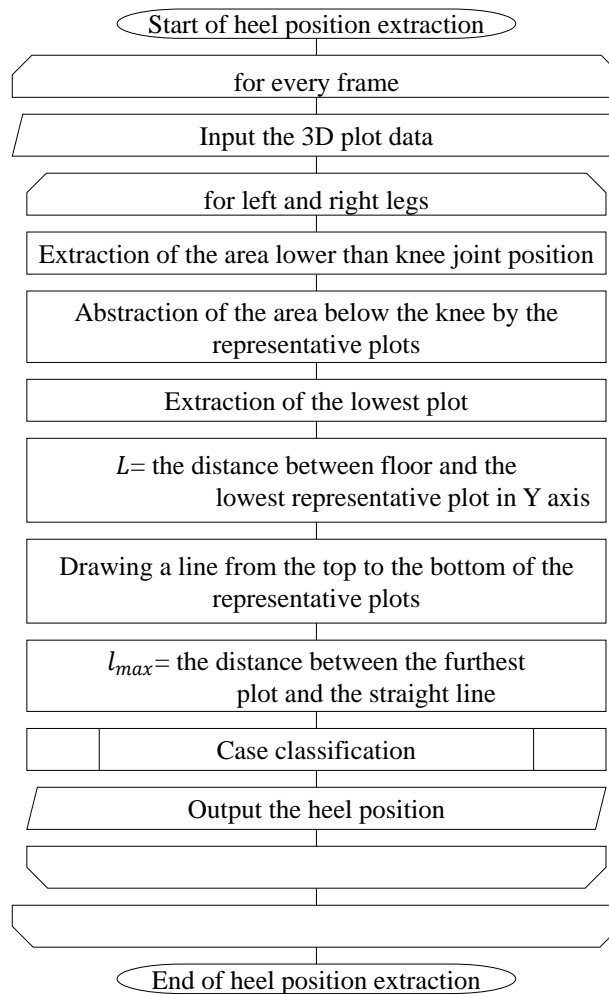


Figure 3.20 Flow of the heel position estimation method.

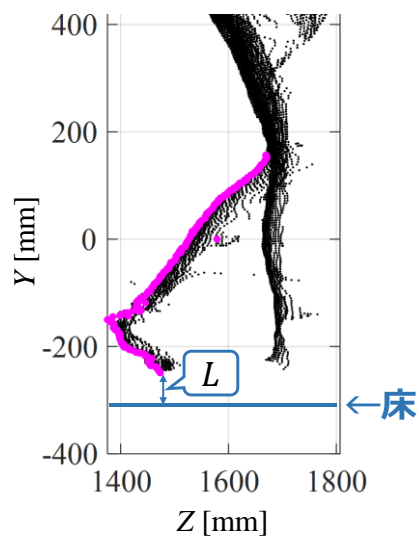


Figure 3.21 The distance from the floor to the lowest representative plot is defined as L

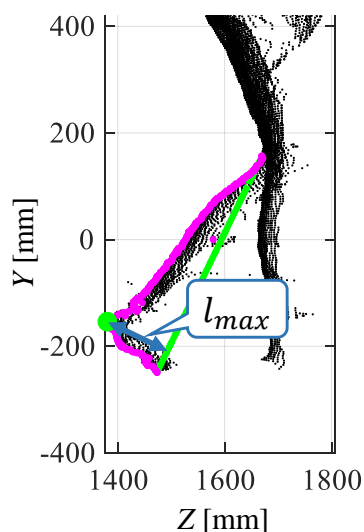


Figure 3.22 The distance from the straight line to the representative plot that is furthest from the straight line is defined as l_{max}

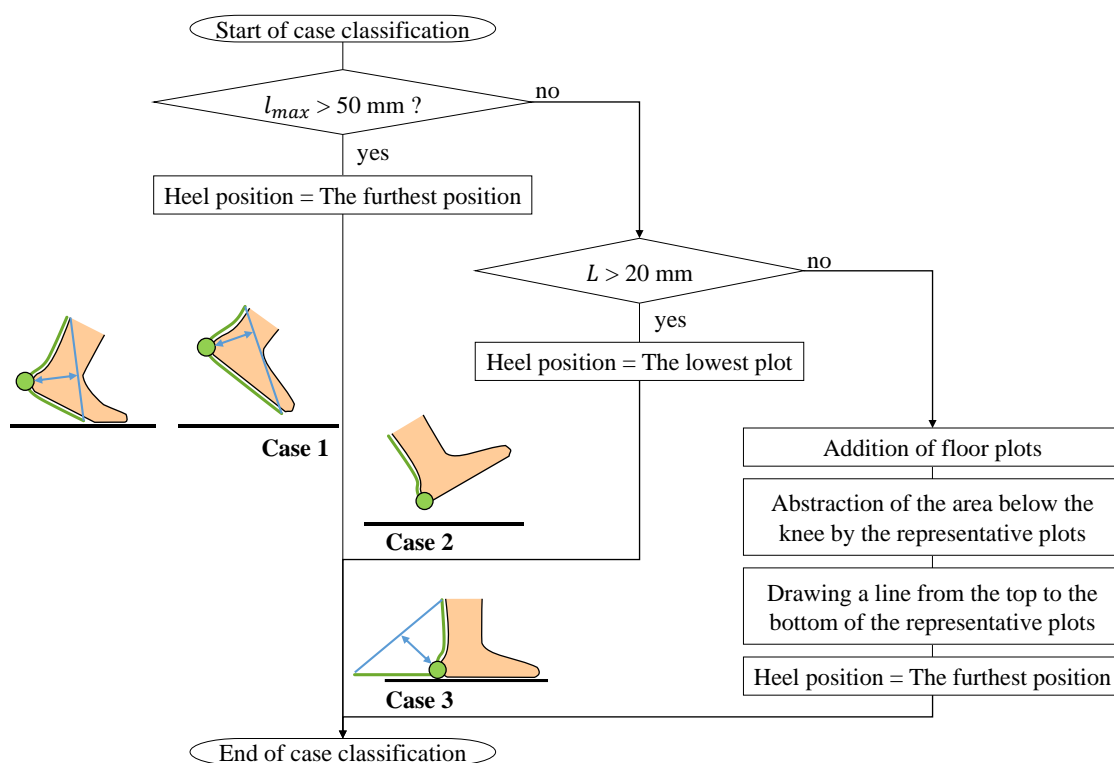


Figure 3.23 Flow of the case classification algorithm for heel position estimation.

3.6.3 踵位置の抽出 Case 1 足底が観測可能

l_{max} が 50 mm より大きい場合は極小値が存在する、すなわち Figure 3.24 のように足底が観測可能であるとして Case 1 に分類した。足底が観測可能であった場合、踵の形状を利用して踵位置の推定が可能である。Figure 3.24 に示すように、立脚終期から遊脚初期にかけてが Case 1 に当てはまる。この場合は 3.5 節における膝関節位置推定と同様に、先ほど求めた

代表点群の Y 軸座標における最大点および最小点を結ぶ直線からの距離が最大となる代表点を踵位置とする。ここで 50 mm という閾値は経験的に求めた値である。Figure 3.25 および Figure 3.26 に Figure 3.18 のデータに踵位置推定手法を適用した結果を示す。Figure 3.25 は矢状面における Case 1 に分類された左足の踵位置推定結果を示し、Figure 3.26 は両足の踵位置推定結果の 3 次元プロットを示している。なお、Figure 3.26 に示した右足は後述する Case 3 に分類される。

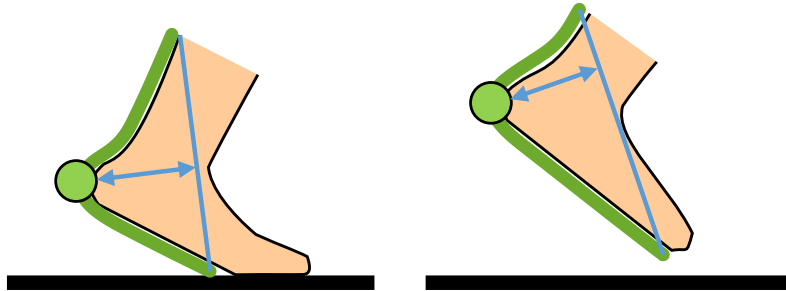


Figure 3.24 Heel position estimation of case 1. The estimated heel position (the green circle) which is the farthest plot from the straight line (the blue line) among the representative plots (the green line).

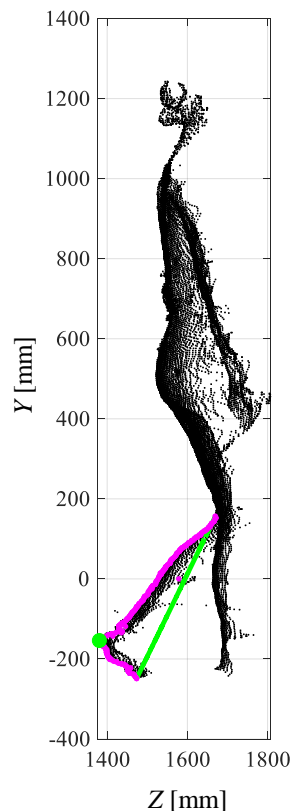


Figure 3.25 The extracted left heel position (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) and the straight line (the green line) in the sagittal plane.

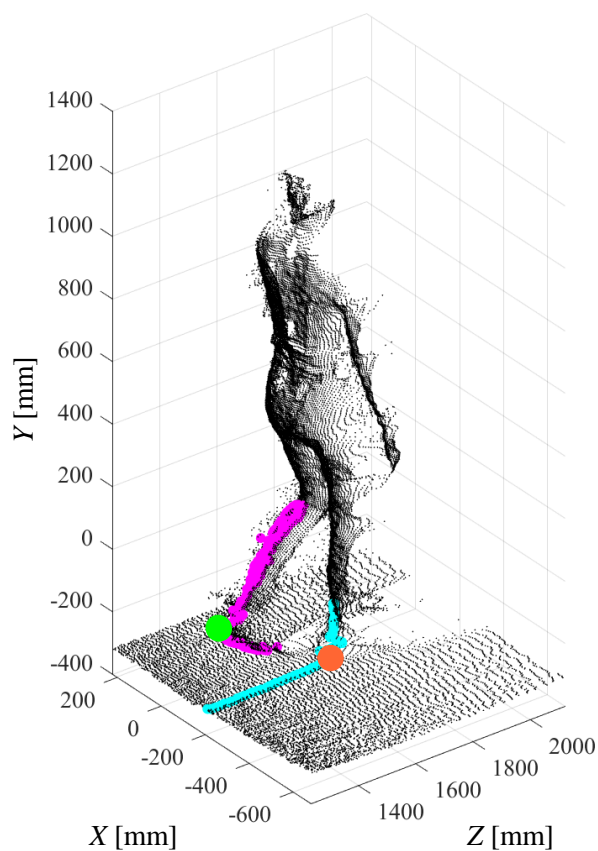


Figure 3.26 The left and right representative plots (the magenta and cyan dots) and the extracted heel positions (the green and orange dots).

3.6.4 踵位置の抽出 Case 2 遊脚期に足底が観測不可

l_{max} が 50 mm 以下の場合には足底が観測不可能であるとして、立脚期であるか遊脚期であるかによってさらに場合分けを行う。立脚期および遊脚期の分類には L を用いる。 L が 20 mm 以上の場合は床から足が離れているとし、すなわち Figure 3.27 のように遊脚期であるとして Case 2 に分類した。遊脚中期から遊脚終期にかけてが Case 2 に該当する。この場合極小値はないので、踵位置は代表点群の Y 軸座標における最小値、すなわち最下部のプロットとした。

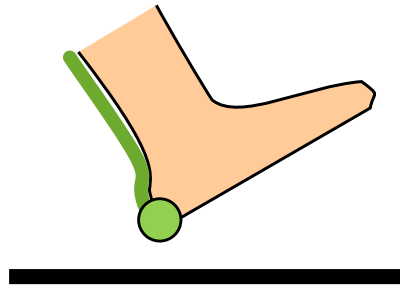


Figure 3.27 Heel position estimation of case 2. The estimated heel position (the green circle) which is the lowest plot among the representative plots (the green line).

3.6.5 踵位置の抽出 Case 3 立脚期に足底が観測不可

l_{max} が 50 mm 以下で L が 20 mm 未満の場合は、立脚期で足底が観測不可であるとして Case 3 に分類した。初期接地から立脚中期にかけてが Case 3 に該当する。この場合踵が床に接地しているので、3.4 節の式(3.12)で削除した床データを再び合わせ、Figure 3.28 に示すように Case 1 とは逆方向の凸 (Figure 3.24 では左に凸であるのに対し Figure 3.28 では右に凸) を持つような床を含めた代表点群を抽出する。最後に 3.5 節および Case 1 と同様に直線との距離が最大となる点を踵位置と定義する。Figure 3.26 で示した右足が Case 3 に該当する。

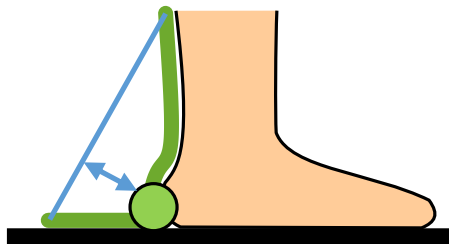


Figure 3.28 Heel position estimation of case 3. The estimated heel position (the green circle) which is the farthest plot from the straight line (the blue line) among the representative plots (the green line).

3.7 股関節代替位置の推定

本論文における股関節代替位置の定義と手法について述べる。外観のみから股関節位置を推定することは困難なため、本研究では 3.5 節で推定した膝関節位置をもとに股関節位置を代替するパラメタの推定を行う。

3.7.1 本論文における股関節代替位置の定義

股関節は骨盤の寛骨臼と大腿骨の大腿骨頭によって構成される球関節である[88]。Figure 3.29 に橙色のマーカで示すように、三次元動作解析装置である VICON においては股関節にはマーカを貼らず、大転子で代替された股関節中心と膝関節中心を結ぶ直線上に大腿マーカ (THI) を装着する。提案手法では前述のとおり、膝関節位置および踵位置において身体の形状の特徴から特定の位置を推定してきた。しかし、股関節位置においては反射マーカ装

着時に理学療法士などの専門家が身体を触りながらマーカ位置を決定することから明らかのように、外観に特徴が少なく関節位置を外形から特定することが困難である。そこで本論文においては、既に推定された膝関節位置から大腿部に沿って一定の距離に位置する一点を股関節代替位置と定義し、推定することとする。

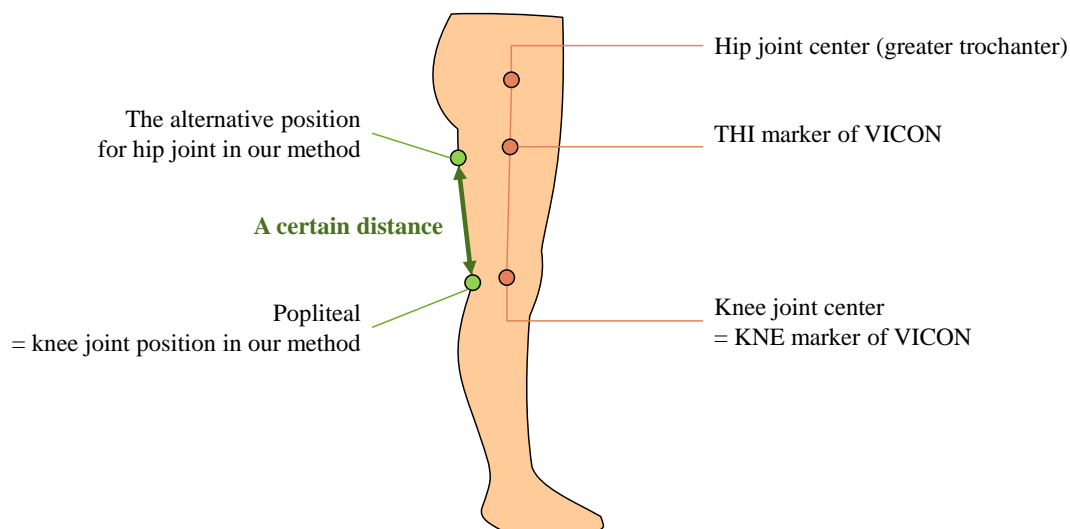


Figure 3.29 The position of the anatomical hip joint center, the position of the thigh marker of VICON, the hip joint position of Kinect v2, and the alternative position for hip joint in the proposed method.

3.7.2 股関節代替位置推定手法のフロー

股関節代替位置推定手法のフローを Figure 3.30 に示す。Figure 3.13 に示した下肢範囲のうち 3.5 節で推定した膝関節位置よりも上部のプロットのみを抽出する。3.5 節および 3.6 節で示した手法と同様に、水平断面の二つの極小値を左右下肢の代表点として抽出する。膝関節位置からある一定距離 (T) に位置する代表点を股関節代替位置として出力する。

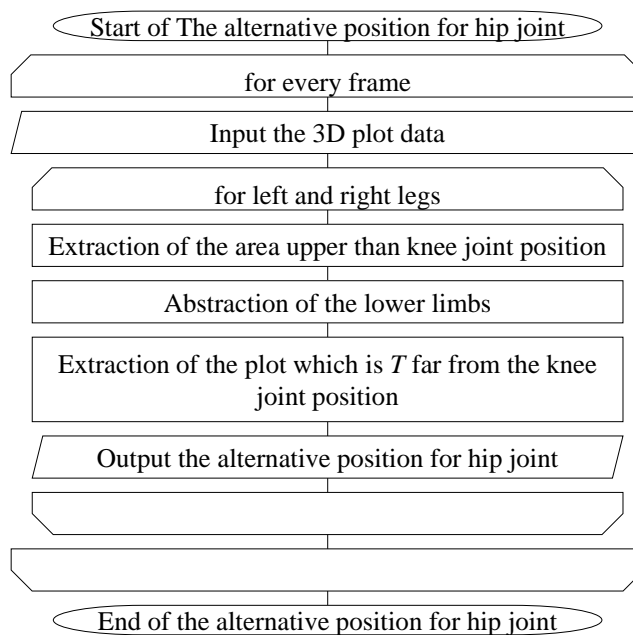


Figure 3.30 Flow of the alternative position for hip joint estimation method.

3.7.3 股関節代替位置の抽出

膝関節位置から股関節代替位置までの距離を下記の式(3.13)により定義した。 h は足の長さを表しており、個体差を考慮して測定対象者毎に異なる数値が与えられる。

$$T = h/5 \quad (3.13)$$

ここで h は測定対象者毎に与えられるものとし、与えられない場合は経験的に求めた 800 mm とした。Figure 3.18 および Figure 3.26 と同じデータで股関節代替位置を推定した結果を Figure 3.31 および Figure 3.32 に示す。ここで Figure 3.31 には左脚の推定結果を緑色のマーカで示し、Figure 3.32 には加えて右脚の推定結果を橙色のマーカで示している。桃色および水色のプロットはそれぞれ左右の大腿における代表点群である。

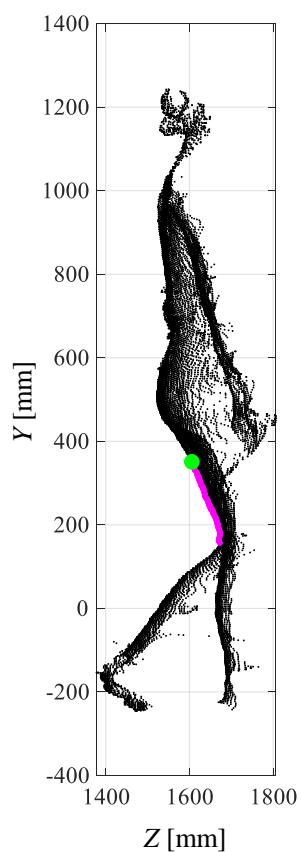


Figure 3.31 The extracted left alternative position for hip joint (the green dot) with the representative plots (the magenta dots) in the sagittal plane.

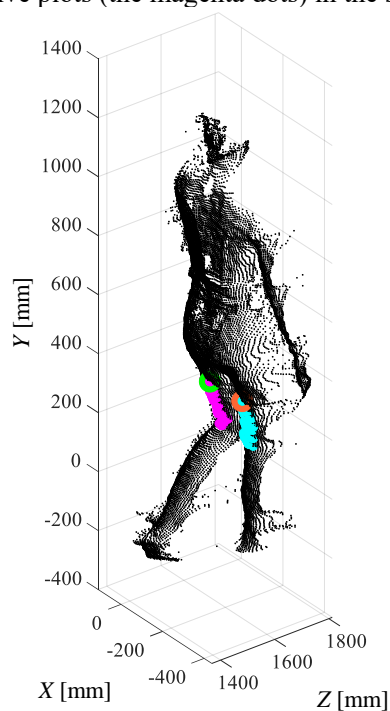


Figure 3.32 The left and right representative plots (the magenta and blue dots) and the extracted alternative positions for hip joints (the green and orange dots).

3.8 処理時間

Figure 3.1 に示す全ての過程にかかる処理時間について述べる。解析には OS が Windows 10 Pro 64 ビット、CPU が Intel Core i7-7700 4.2 GHz、メモリが 16 GB DDR4 の PC を用いた。処理時間は使用 PC のスペックに依存するためあくまで目安であるが、直線歩行における処理時間は 1 フレーム当たり約 4 秒であった。例えば時速 3.6 km で 5 m の距離を直線歩行する人の関節位置を推定した場合、取得された深度データは 150 フレームとなり処理に約 10 分かかることになる。階段歩行においては、前述の通り背景プロット除去の処理に時間がかかるため、1 フレーム当たりの処理時間は約 1 分 30 秒であった。このうち、背景除去まで処理時間は 1 フレーム当たり約 1 分 20 秒であった。先ほどと同様の速度で階段歩行を行った場合に 150 フレーム取得されたとすると、約 3 時間 45 分の処理時間となる。

3.9 下肢関節角度の算出

これまで述べてきた膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置を用いて、膝関節角度、股関節角度、および足関節角度を算出する。本節ではその算出手法と解剖学における定義による各関節角度との違いについて述べる。本研究では矢状面における関節角度のみを対象とするため、膝関節角度、股関節角度、および足関節角度は、それぞれ膝関節屈曲・伸展角度、股関節屈曲・伸展角度、および足関節背屈・底屈角度を指す。また足関節においては以下に述べる定義では底屈角度の計測が困難なため、背屈角度のみを扱うこととする。

Figure 3.33 から Figure 3.35 に提案手法による各関節角度を緑色で、解剖学で定義される関節角度および参照基準とする VICON におけるマーカ貼付位置を橙色で示している。Figure 3.33 の左図に示すように、提案手法では股関節代替位置と膝関節位置を結ぶ大腿ベクトルと、膝関節位置と踵位置を結ぶ下腿ベクトルのなす角を膝関節角度とした。膝関節角度においては解剖学的な定義と同様であるが、前述のとおり関節位置の定義が異なるため、算出される膝関節角度に差異が生じることが予想される。Figure 3.33 より特に屈曲時に提案手法が膝関節角度を過大評価する傾向が予想される。

Figure 3.34 の右図に示すように解剖学においては矢状面における骨盤ベクトルと大腿ベクトルのなす角を股関節角度と定義しているが、提案手法では骨盤の角度を推定しないため、左図に示すように大腿ベクトルが垂直軸となす角を股関節角度と定義した。この場合骨盤前傾角度が大きい場合は真値との差異が生じること、また膝関節角度と同様に関節位置の定義が異なることによる差異が生じることが予想される。

足関節角度は Figure 3.35 の右図に示すように解剖学において下腿ベクトルに対して垂直なベクトルと足部ベクトルのなす角と定義される。一方で提案手法では足部ベクトルを推定しないため、Figure 3.35 の左図に示すように下腿ベクトルが垂直軸となす角を用いた。この定義は立脚中期など足部ベクトルが床と平行である場合のみ有効である。よって本研究では簡単のため立脚期のみを抽出し評価対象とした。立脚期は踵位置の床面との垂直方向の距離により簡易的に検出可能である。

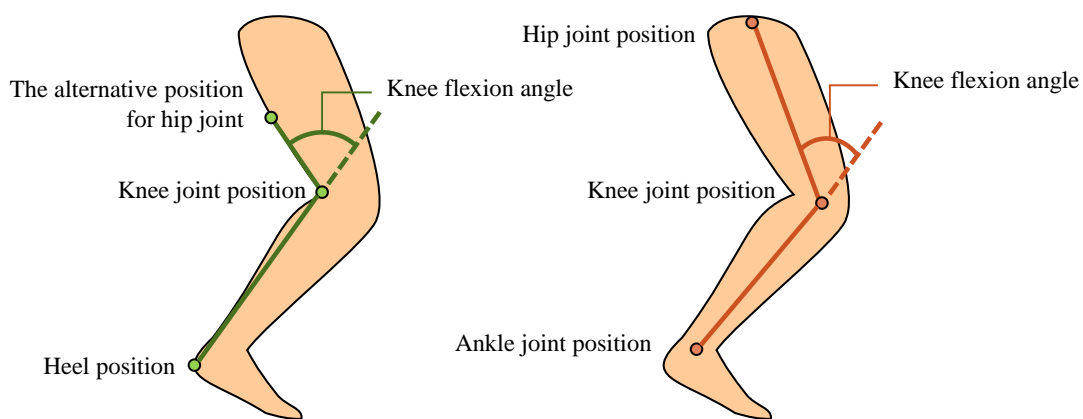


Figure 3.33 The knee angle in the sagittal plane in the proposed method.

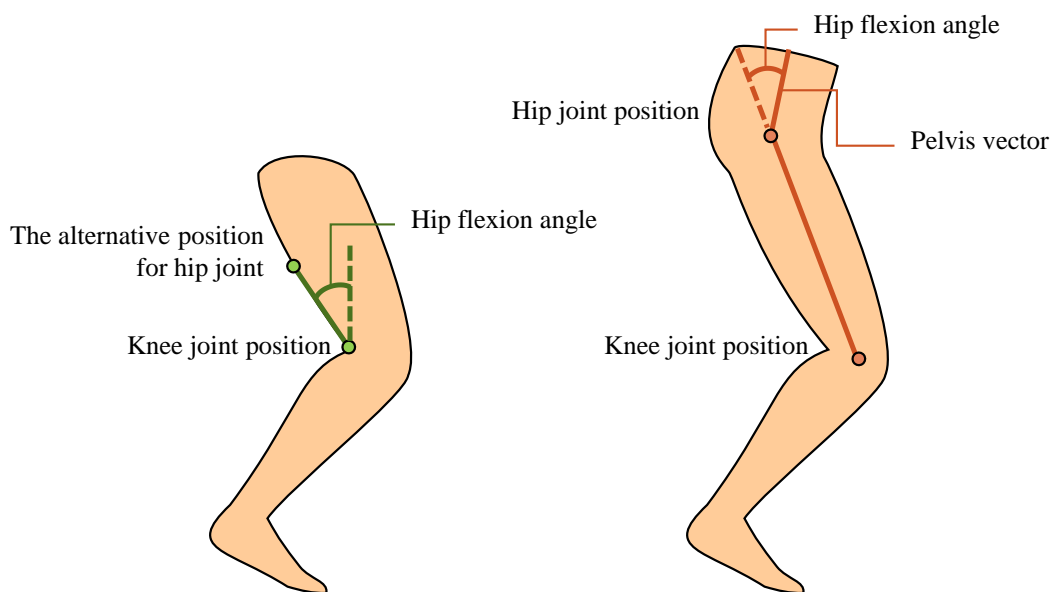


Figure 3.34 The hip angle in the sagittal plane in the proposed method.

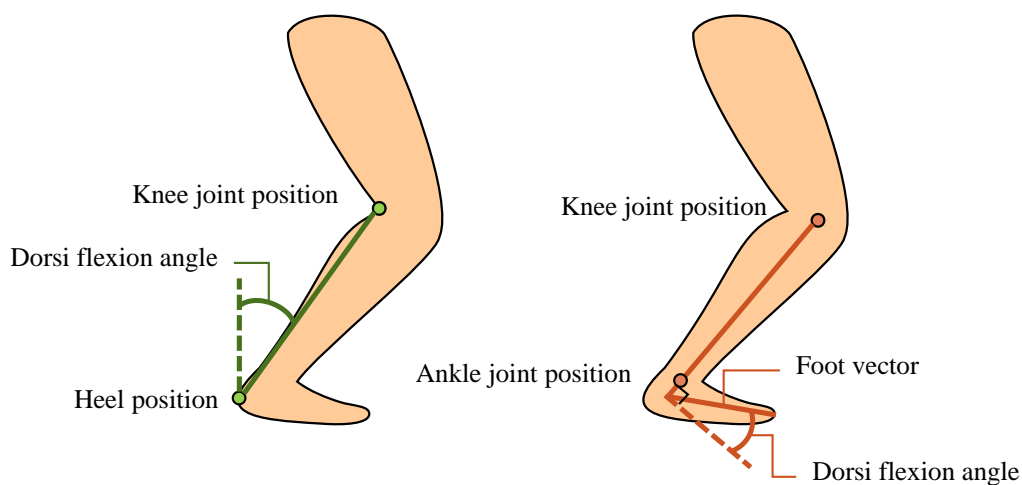


Figure 3.35 The ankle angle in the sagittal plane in the proposed method.

3.10 結言

運動学的パラメタである膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置の推定手法に加えて、これらの関節位置情報を用いた膝関節角度、股関節角度および立脚期の足関節角度の算出手法について述べた。推定された下肢関節位置および角度は厳密には解剖学的なそれとは異なるが、下肢の主要な関節である膝関節、足関節、および股関節に相当する位置の三次元位置情報および角度が推定可能となった。

本章で述べた提案手法は深度データのみから下肢関節位置および角度を推定可能であり、これにより歩行速度や歩幅、ケイデンスなどの時空間的パラメタが算出可能となる。第2章で述べたロボットの追従による深度データ取得手法と合わせて、居住空間内において行われるあらゆる歩行に対し、その詳細なパラメタ推定の可能性を示した。提案手法を用いて日常生活においてどのような歩行が行われるかを明らかにすることが可能となった。これにより居住空間内でバランスを崩しやすい場所や通行量が多い場所などを抽出し、適切な間取りの提供に役立てることができる。

第4章 歩行実験による手法の評価

第4章 歩行実験による手法の評価

4.1 緒言

本章では、第3章で述べた運動学的パラメタ推定手法の有用性を評価する。はじめに、直線歩行における提案手法による推定値の精度検証について述べる。次に、住宅内で想定される階段歩行について同様に提案手法による推定精度を検証する。最後に、日常生活の歩行を想定した自由経路歩行において、提案手法による運動学的パラメタ推定における課題と e-bio T β での追従アルゴリズムの制約について言及する。

4.2 直線歩行での精度検証

直線歩行において第3章で述べた提案手法を適用する。従来手法として固定設置した Kinect v2 の骨格追跡機能による計測を行い、両者による推定値を比較する。提案手法では Kinect v2 を搭載したロボット (e-bio T) が歩行する測定対象者を追従しながらデータ取得を行う。両手法で同一の歩行を計測すると、固定設置した Kinect v2 のデータ取得範囲に e-bio T が写りこんでしまい、被験者の関節位置情報が取得できない危険性がある。よって、従来手法との同時計測は行わず、異なる歩行の計測結果を比較することとした。両手法による推定精度は三次元動作解析装置による測定結果を参照値として算出した。対象となる歩行パラメタは膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置に加え、これらを用いて算出される膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度である。

4.2.1 実験概要

直線歩行において提案手法による膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度の推定精度を検証するため、三次元動作計測装置である VICON と同時計測を行った。従来手法として Kinect v2 の骨格追跡機能によるデータ計測を行い、VICON による参照値を用いて両者の精度を比較した。

実験の様子を Figure 4.1 に示し、提案手法でのデータ取得時の実験環境を Figure 4.2 に、従来手法での実験環境を Figure 4.3 に示した。VICON では 7 台の赤外線カメラ (Bonita B10[90]) で囲われた計測範囲内において反射マーカを装着した被験者の動作を計測した。Figure 4.2 および Figure 4.3 に灰色で示した幅 2000 mm、奥行 5000 mm の領域は VICON の計測範囲であり、これを歩行路とした。第2章で述べた通り e-bio T は被験者との距離を 1500 mm に保つようにプログラムされている。そのため計測開始位置は被験者の歩行開始位置より 1500 mm 後方とした。一方固定した Kinect v2 も同じく歩行開始時に被験者の全身がセンサのデータ取得範囲に収まっている必要があるため、設置位置を歩行開始位置の 1500 mm 後方とし、地上から 650 mm の高さに三脚で固定した。この時仰角は -3° であった。

実験で使用した e-bio T は第2章で述べた e-bio T β と高さが異なり、地上から e-bio T に搭載した Kinect v2 までの高さは 340 mm で、仰角は 13.5°であった。

被験者は Figure 4.4 に示す専用のスーツを全身に着用し、Plug-in Gait full body model[91]の指定位置に準ずる計 39 箇所反射マーカを装着した。このうち解析で用いたのは下半身のマーカのみで、Figure 4.5 に示すとおりである。計測したマーカ位置から VICON のモーションキャプチャソフトウェア Nexus 1.8.5 によって下肢関節位置および下肢関節角度を算出した。また e-bio T にも前方および後方に 1 点ずつ反射マーカを設置し、e-bio T の位置および向きを VICON で計測した。本来であればエンコーダ情報を用いて e-bio T の自己位置を推定することで各関節の絶対位置を計算する。しかし、本実験においては運動学的パラメタの推定精度を検証することを目的としているため、自己位置推定時に生じる誤差を除外するために、VICON で計測した e-bio T の位置情報を解析に用いた。VICON では 200 fps で反射マーカ位置を計測した。提案手法、従来手法ともに Kinect v2 の測定開始時に電圧の変化として同期信号を VICON に送信することで両者の同期を行った。

被験者は大学生および大学院生計 5 名であった。実験は実験内容の説明後に被験者からの同意を得て行った。被験者の属性を Table 4.1 に示す。性別および年齢を除く項目は、VICON のモデル解析に用いる。このうち身長および体重は自己申告による値とし、腰骨マーカ間距離 (Inter-ASIS distance) は Figure 4.5 の LASI および RASI の距離、脚の長さ (Leg length) は LASI から LANK (または RASI から RANK) までの距離、膝幅 (Knee width) は LKNE (RKNE) から水平方向の幅を、くるぶし幅 (Ankle width) は LANK (RANK) から水平方向の幅を巻き尺でそれぞれ計測した。脚の長さは 3.7.3 項で述べた式(3.13)の h に代入される。被験者は提案手法および従来手法による計測に対し 3 回ずつの合計 6 回、指定した 5000 mm の歩行路を自由な速度で歩行した。

前述のとおり Kinect v2 のフレームレートは約 30 fps であるのに対し、VICON のフレームレートは 200 fps であった。本研究では Kinect v2 によるデータのアップサンプリングに必要な補間によって生じる誤差を避けるために、VICON によるデータをダウンサンプリングした。Kinect v2 によるデータ取得頻度は一定ではないため、データ取得開始時刻を同期したのちに Kinect v2 のデータ取得時刻に最も近い時刻の VICON データを選出した。

Table 4.1 Characteristics of the subjects for the walking experiment.

No	Sex	Age	Mass [kg]	Height [mm]	Inter-ASIS distance [mm]	Leg length [mm]	Knee width [mm]	Ankle width [mm]
1	F	21	52	1655	270	880	115	75
2	M	22	58	1710	290	910	110	80
3	M	26	71	1740	285	900	120	90
4	M	22	58	1710	265	850	115	85
5	F	23	42	1540	250	825	105	75
Mean (SD)		23 (2)	56 (9)	1671 (71)	272 (14)	873 (32)	113 (5)	81 (6)

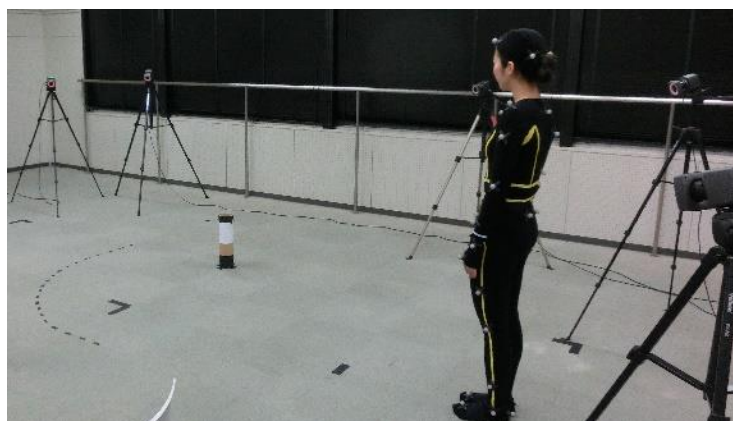


Figure 4.1 The walking experiment.

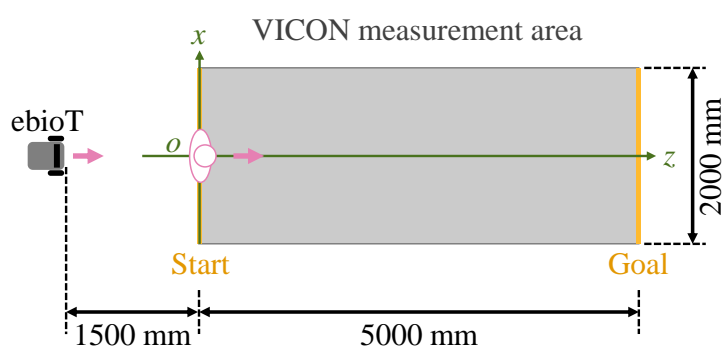


Figure 4.2 Experimental setup of the level walking experiment: “e-bioT” version.

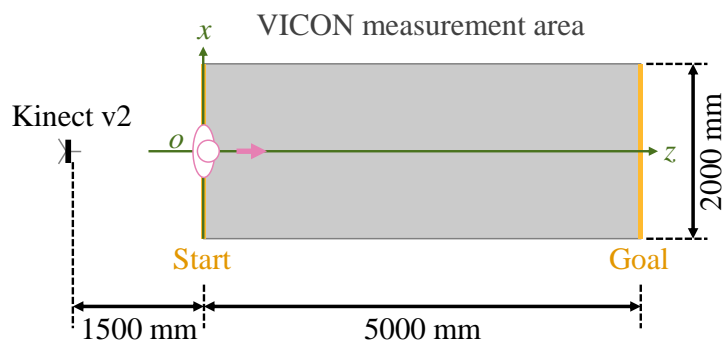


Figure 4.3 Experimental setup of the level walking experiment: fixed Kinect v2 version.

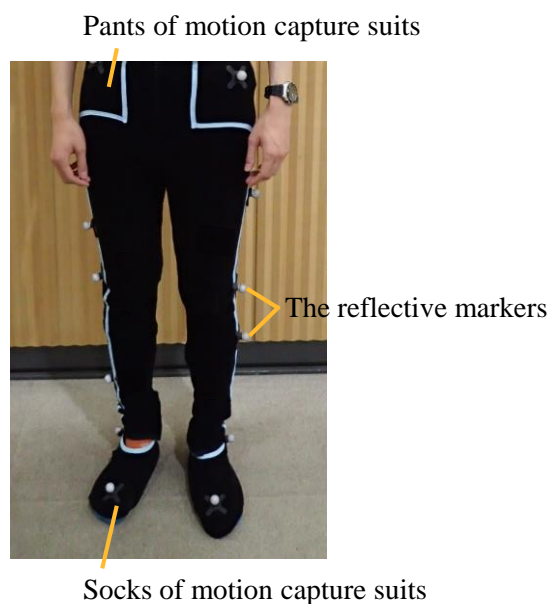


Figure 4.4 The motion capture suits and the attached reflective markers.

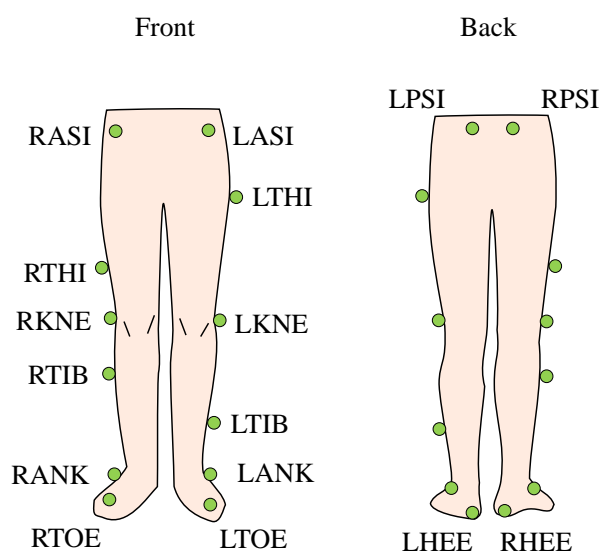


Figure 4.5 Positions of the reflective markers for 3D motion analysis system.

4.2.2 評価方法

第3章で述べた提案手法による膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度の推定精度の評価手法について述べる。従来手法および提案手法による推定値に対し、VICON で得た計測値を参照値としてそれぞれ評価を行った。評価方法は(1)三次元ユークリッド誤差 (e)、(2)ピアソンの相関係数 (r)、および(3)信号雑音比 (SNR) とした。さらに、ロボットで追跡しながら計測することで計測距離の制限が理論的になくなることの有用性を定量的に示すため、従来手法および提案手法による(4)関節位置推定が可能な距離範囲を算出した。踵位置の推定においては誤認識による誤差を取り

除くため、隣のフレームとの差が 300 mm 以上あったものは外れ値として削除した。このとき外れ値の発生率は平均 1.6%の頻度であった。

関節角度は矢状面のみの算出であるため、三次元ユークリッド誤差ではなく絶対誤差による評価を行った。得られた関節角度の時刻変化は、隣の値との差が 20°以上の急な変化は外れ値として削除し、MATLAB の'medfilt1'関数でフィルタリングを行った。外れ値は膝関節角度の場合平均約 2.2%、足関節角度では 1.9%、股関節角度では 0.34%の頻度で発生した。比較対象である従来手法による関節角度の算出方法は 3.9 節で述べたものと同様であった。参照値は VICON の Plug-in-Gait モデルによる矢状面の関節角度とした。

3.9 節で述べた通り提案手法における下肢関節位置および角度の定義は VICON における定義と異なるため、系統誤差を生じることが予想される。評価にあたり系統誤差の影響を取り除くため、前処理として推定値および参照値において各データからそれぞれの試行毎の平均値を減じた (zero-mean-shifted[38]) 推定値 \mathbf{E}_u^s および参照値 \mathbf{R}_u^s を算出した。 u が x 、 y 、 z をとり得るとして、提案手法もしくは従来手法による各試行における各軸の推定値を \mathbf{E}_u 、VICON による各軸の参照値を \mathbf{R}_u とおくと以下の式(4.1)および式(4.2)により算出される。

$$\mathbf{E}_u^s = \mathbf{E}_u - \text{mean}(\mathbf{E}_u),$$

$$\text{where } u = x, y, z. \quad (4.1)$$

$$\mathbf{R}_u^s = \mathbf{R}_u - \text{mean}(\mathbf{R}_u),$$

$$\text{where } u = x, y, z. \quad (4.2)$$

関節角度においては、矢状方向のみを評価したため、 \mathbf{R}_x^s を用いて \mathbf{E}_x^s の評価を行った。

e の算出方法について述べる。各軸における誤差を式(4.3)で算出し、式(4.4)より三次元ユークリッド誤差行列 \mathbf{e} を求めた。 \mathbf{e} は各試行におけるフレーム毎の誤差を示す。MATLAB の'vertcat'関数によりすべての被験者のすべての試行の誤差データを一つの行列にまとめ、その平均値と標準偏差を評価した。関節角度においては、 \mathbf{e}_x のみを評価したため式(4.4)は用いず、 \mathbf{e}_x の平均値と標準偏差を評価した。

$$\mathbf{e}_u = \mathbf{R}_u^s - \mathbf{E}_u^s,$$

$$\text{where } u = x, y, z. \quad (4.3)$$

$$\mathbf{e} = \sqrt{\mathbf{e}_x^2 + \mathbf{e}_y^2 + \mathbf{e}_z^2}. \quad (4.4)$$

r は参照値に対する提案手法および従来手法による推定値の相関の強さを定量的に比較するため算出した。G*Power 3 1.9.2 (Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Germany) により算出した相関解析に適切なサンプルサイズが 82 であったのに対し、提案手法では各試行につき平均 216 フレーム、従来手法では平均 92 フレームのデータを用いたため、サンプルサイズは十分であったと言える。値は MATLAB の'corr'関数によって各軸においてそれぞれ r_x 、 r_y 、および r_z を算出した。なお関節角度においては r_x のみ算出した。各被験者の各試行におけるすべてのフレームに対し算出し、それらの平均および標準偏差を比較した。 r は 0.00 から

0.25 で「ほとんど相関無し」、0.25 から 0.50 で「弱い相関あり」、0.50 から 0.75 で「中程度の相関あり」、そして 0.75 から 1.00 で「強い相関あり」と評価される[38, 95]。

SNR は参照値に対する推定値の誤差の大きさを定量化するために用いた。SNR は単位 dB への変換式を含む式(4.5)で定義される[96]。

$$SNR_u = 20 \log_{10} \left(\frac{\text{variance}(\mathbf{R}_u^s)}{\text{variance}(\mathbf{e}_u)} \right), \quad (4.5)$$

where $u = x, y, z$.

r と同様に各被験者の各試行におけるすべてのフレームに対し算出し、それらの平均および標準偏差を比較した。なお関節角度においては SNR_x のみ算出した。SNR は-20 dB 未満で「大きなノイズに影響される」、-20 dB から 20 dB で「しばしば小さなノイズや系統誤差に影響される」、そして 20 dB 以上で「十分な精度」と評価される[38]。

4.2.3 下肢関節位置および角度の推定結果

Figure 4.6 から Figure 4.8 に従来手法と提案手法による膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置の時間変化の一例を示す。また、Figure 4.9 から Figure 4.11 に同様に膝関節角度、股関節角度および足関節角度の時間変化の一例を示す。これらは系統誤差の削除を行う前の結果である。

Figure 4.12 から Figure 4.14 に従来手法と提案手法による膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置の e 、 r 、および SNR を示す。また、 e の膝関節位置においては、先行研究で臨床的なパラメタとして有用であったとされる要求精度を合わせて示している[38]。

Figure 4.12 に示された e は誤差を表すため、値が小さいほど精度が高いことを示す。図より、提案手法の e が膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置のいずれにおいても従来手法を下回ったことがわかる。膝関節位置において従来手法の e が 59.6 ± 47.8 mmであったのに対し提案手法は 34.3 ± 23.5 mmであり、踵位置においては従来手法の 83.4 ± 77.7 mmを提案手法の 53.30 ± 34.5 mmが、股関節代替位置においては従来手法の 57.8 ± 43.7 mmを提案手法の 39.2 ± 21.6 mmが下回る結果となった。また、誤差の標準偏差においても、いずれの場合も提案手法が従来手法を下回った。さらに膝関節位置において、提案手法は要求精度である 40.0 ± 20.0 mmを満たす結果となった。

Figure 4.13 および Figure 4.14 に示す r および SNR は、それぞれ参照値との相関および誤差に対する参照値の割合を示すため値が大きいほど精度が高いことを示す。両図より、股関節代替位置の Y 軸の結果を除く全ての結果において、提案手法が従来手法を上回る精度で推定可能であったことが示された。

さらに、膝関節角度、股関節角度および立脚期の足関節角度においても、従来手法を上回る精度で推定が可能であった。 e 、 r 、SNR の結果を Figure 4.15 から Figure 4.17 に示す。膝関節角度においては、提案手法の e は 3.9 ± 5.5 °、従来手法では 6.0 ± 9.0 °であり、提案手法により推定された膝関節角度の精度がより高かった。また r および SNR の結果も提案手法が

従来手法よりも高精度であることを示した。股関節角度においては、従来手法の e が $4.4 \pm 6.0^\circ$ であったのに対し、提案手法は $2.5 \pm 3.2^\circ$ となり、膝関節角度と同様に r および SNR の結果も提案手法が従来手法よりも高精度であることを示した。立脚期の足関節角度では、 e において従来手法の $7.0 \pm 11.7^\circ$ に対し、提案手法は $5.3 \pm 8.9^\circ$ と誤差が小さかった。しかし r は提案手法の方が小さく、また SNR は両者ともにノイズの影響をしばしば受けることを示している。

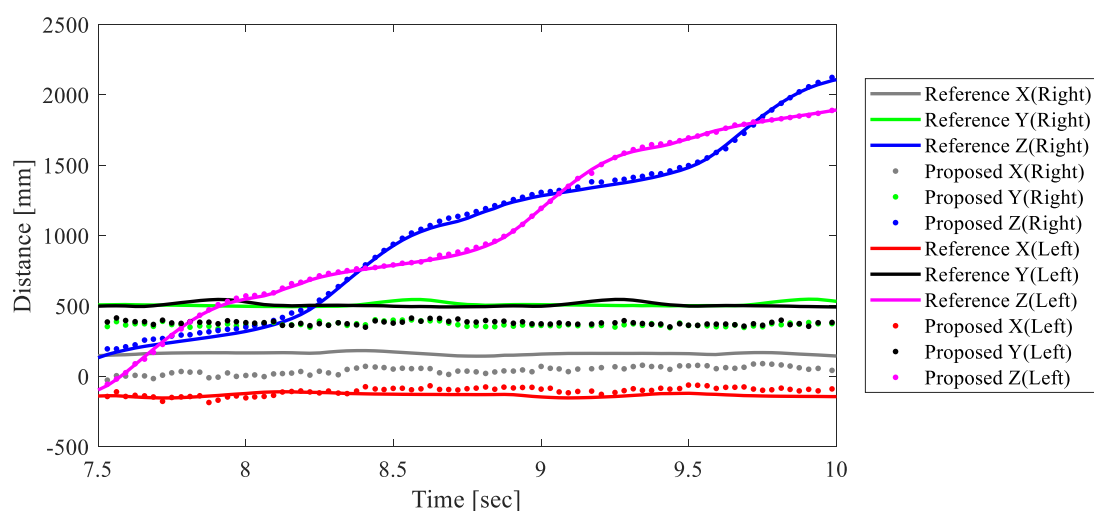


Figure 4.6 An example of knee displacement on three axes during walking.

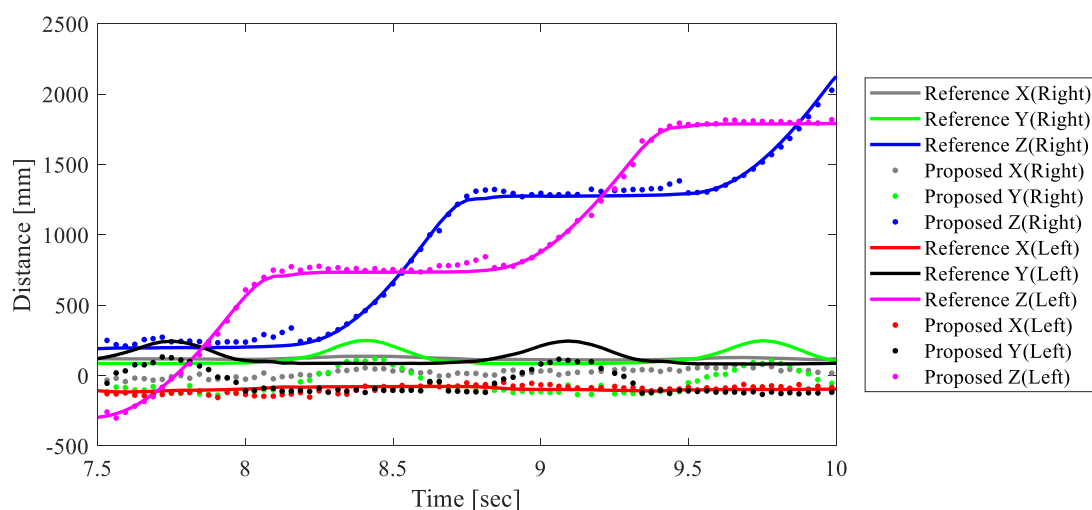


Figure 4.7 An example of heel displacement on three axes during walking.

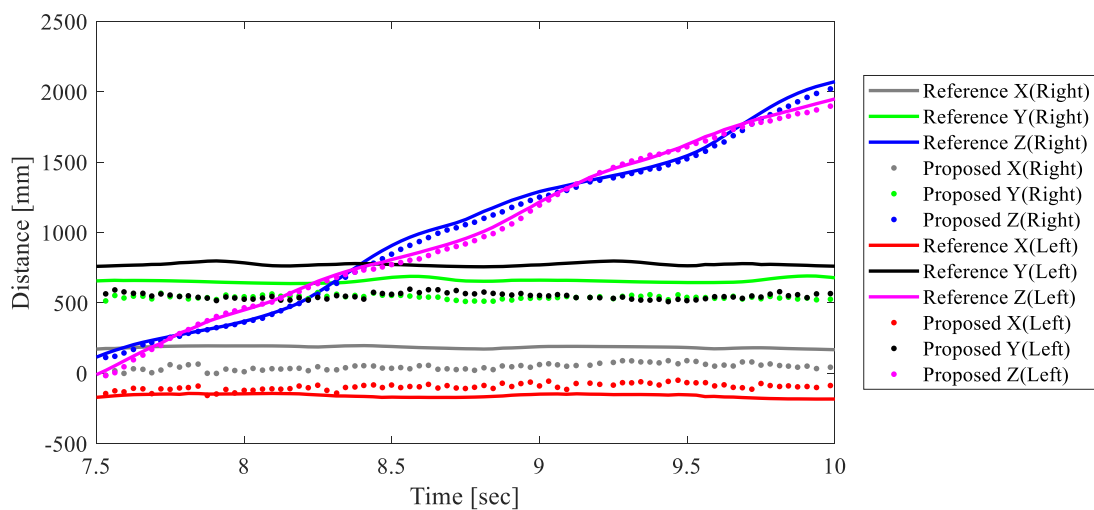


Figure 4.8 An example of alternative positions for hip joints displacement on three axes during walking.

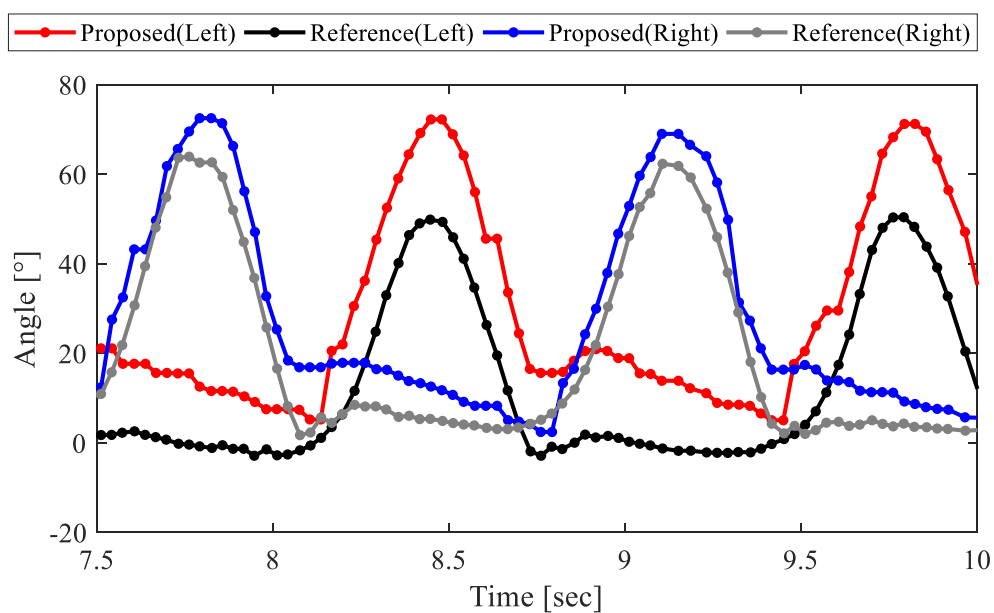


Figure 4.9 An example of knee angle waveform during walking.

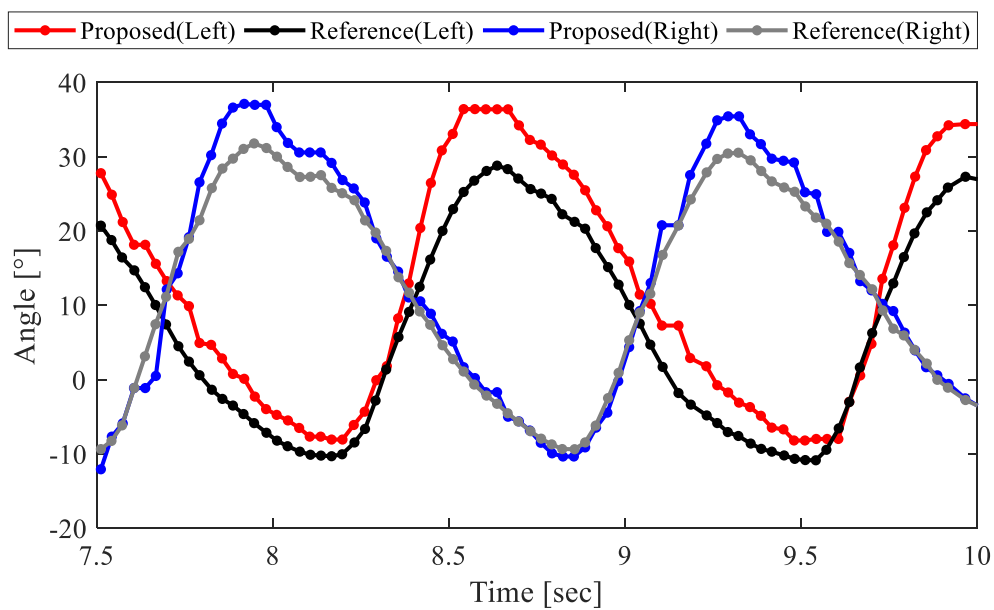


Figure 4.10 An example of hip angle waveform during walking.

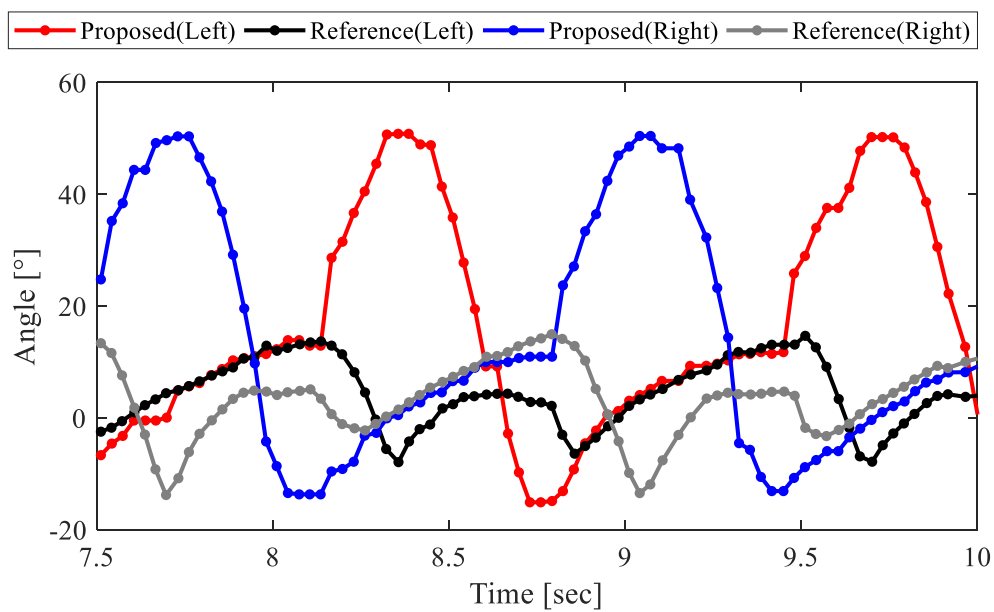


Figure 4.11 An example of ankle angle waveform during walking.

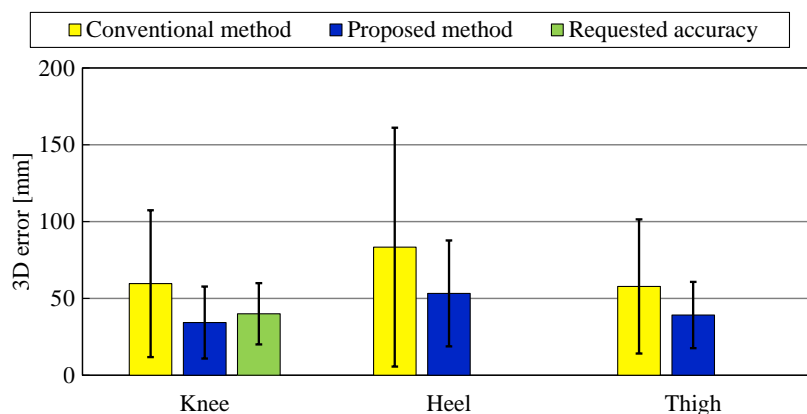


Figure 4.12 3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during level walking.

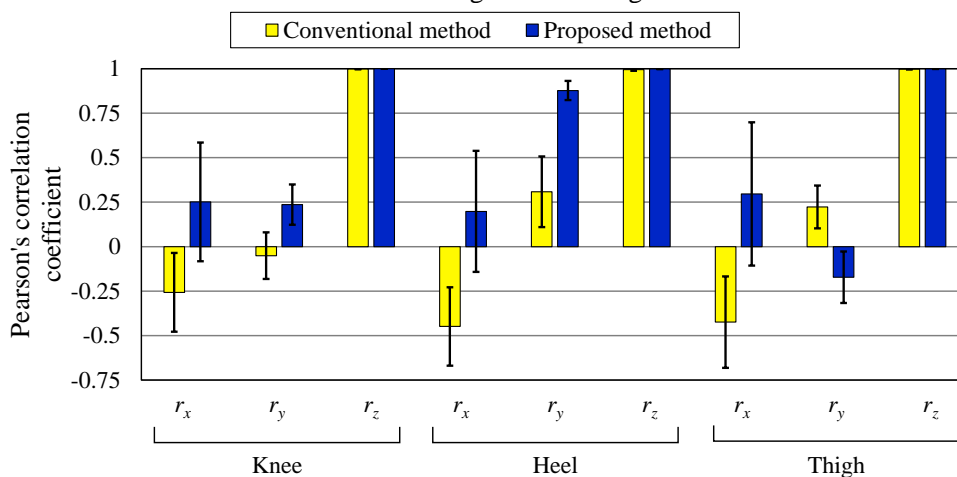


Figure 4.13 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: Pearson's correlation coefficients.

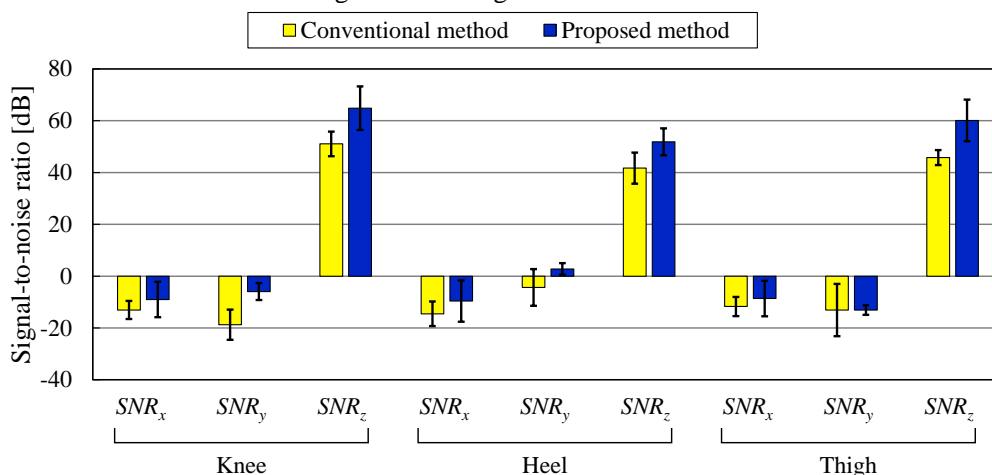


Figure 4.14 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: signal-to-noise ratio.

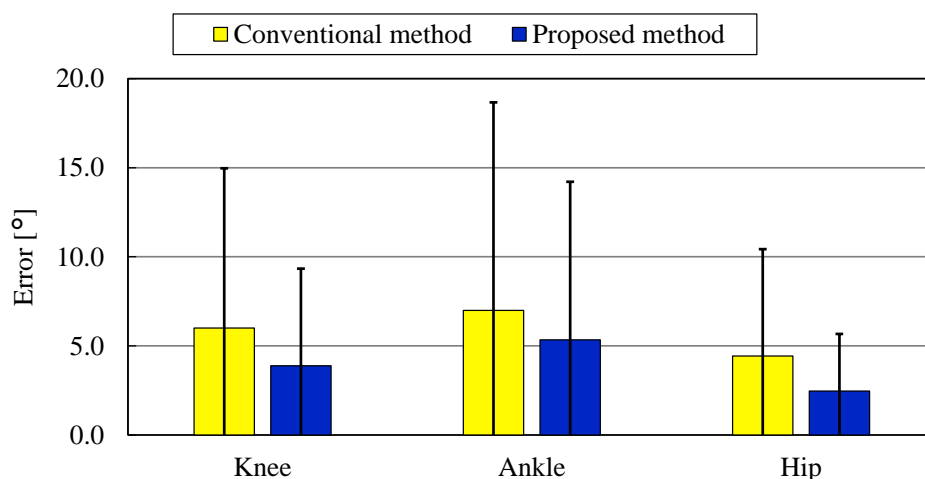


Figure 4.15 Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during level walking.

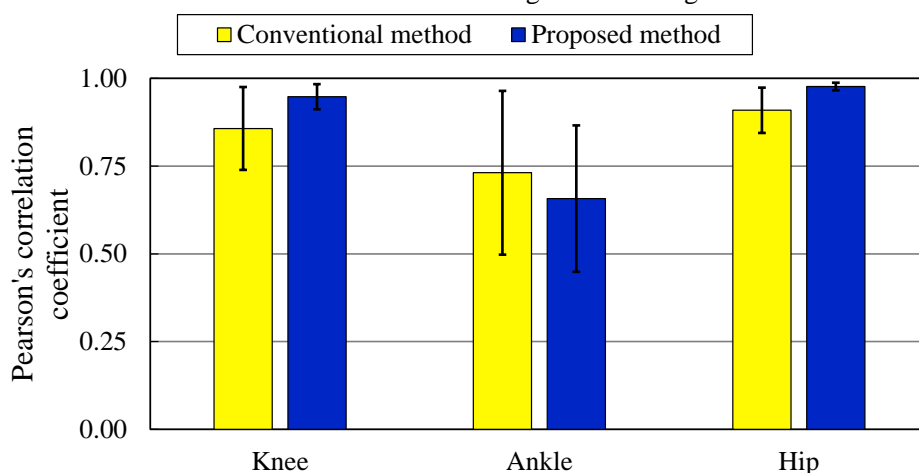


Figure 4.16 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: Pearson's correlation coefficients.

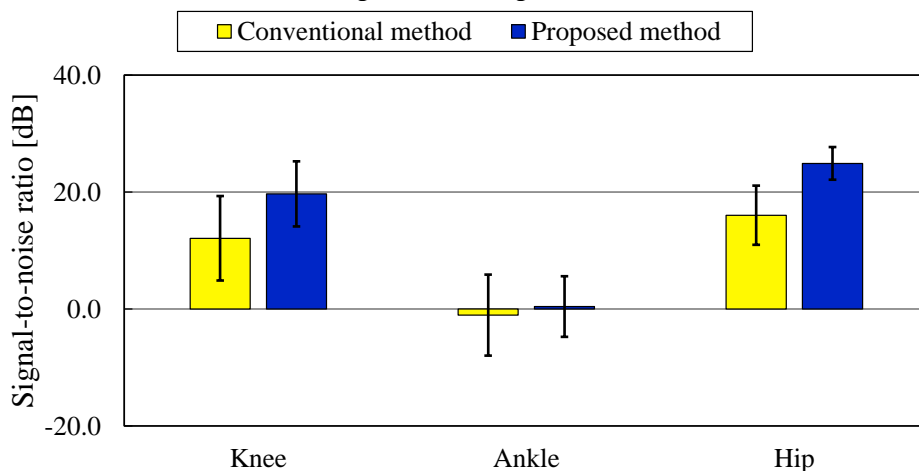


Figure 4.17 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during level walking: signal-to-noise ratio.

4.2.4 下肢関節位置の推定結果に関する考察

Figure 4.12 より全ての関節位置において提案手法の e が従来手法よりも小さく、また標準偏差も小さいという結果が得られた。よって提案手法は従来手法よりも高精度で安定した関節位置推定が可能であったと言える。また膝関節位置において提案手法による推定値の誤差は要求精度の誤差を下回った。これは提案手法による膝関節位置推定が臨床で使用可能であることを示す。踵位置および股関節代替位置に関しては臨床での使用に有用な精度が明らかではなく単体で用いられる指標がないため、後述の関節角度における考察で言及する。

Figure 4.13 および Figure 4.14 では Z 軸座標において提案手法および従来手法ともに精度が高い結果が得られた。いずれも提案手法の値の方が大きく、より精度が高かったが、両手法ともに r では「強い相関あり」、 SNR では「十分な精度」と評価された。一方で、X 軸座標および Y 軸座標では結果が異なった。X 軸座標においては、健常者の直進歩行時には関節位置が左右に大きく動かないことが原因であると考えられる。 r および SNR は参照値の取り得る値の幅に依存する。参照値において全データの最小値と最大値の差を算出したところ、Figure 4.18 のようになった。Z 軸座標値の変動幅に対して X 軸座標値および Y 軸座標値の変動幅が小さいことがわかる。また、各軸における全データの誤差の絶対値の平均を Figure 4.19 に示す。図よりいずれの関節位置においても 3 軸間で大きな差は見られず、むしろ踵位置の Z 軸の誤差が比較的大きくなっている。Figure 4.19 より、 r や SNR の値の評価が低い X 軸座標および Y 軸座標の推定値に対して、誤差の大きさは評価が高かった Z 軸と同等であることが示された。

Figure 4.12 および Figure 4.19 より明らかなように、下肢の 3 関節位置の中でも最も誤差が大きかったのは踵位置であった。誤差の原因は主に 3 種類挙げられる。一つ目に立脚中期から立脚終期にかけて、Case 3 から Case 1 への過渡期に生じる誤差である。提案手法では、代表点群とその始点と終点を結ぶ直線との最大距離 l_{max} が 50 mm 以上である場合に足底が観測可能であるとして踵位置の推定が可能と判断した。したがって、立脚終期の開始である踵が床から離れた瞬間は Case 3 に分類され、最大距離が 50 mm より大きくなって初めて Case 1 と判断される (Figure 4.20)。そのため、立脚終期の最初は足底部と床との接地点が踵位置として抽出され、Z 座標点が過大評価された。これは Figure 4.21 に示す踵位置の Z 軸座標点の時間変化において、緑色の破線の円で囲われた箇所を示されるような誤差となった。二つ目に、初期接地においてつま先から設置した場合につま先を踵位置と誤認識して Z 座標点が過大評価されたケースが挙げられる。ほとんどの被験者が初期接地では踵から接地したため珍しいケースであったが、つま先から接地する歩行の場合は Figure 4.22 に示すように踵が設置する前から Case 3 と判断され、床との接地点にあたるつま先位置が踵位置として推定された。この場合 Figure 4.23 に緑色の破線の円で囲われた箇所を示されるような誤差が生じた。三つ目は左右の足のプロットデータが混合してしまうことが原因で生じ

る誤差である。Figure 4.24 から Figure 4.26 に左右の足のプロットデータが混合した場合の結果を示す。Figure 4.24 に示すように、左脚の代表点群が右脚のプロットに乗っていることがわかる。Figure 4.25 には前額面の結果を、Figure 4.26 には矢状面の結果を示しており、それぞれ左のひざ下のプロットに左膝関節位置と左踵位置を青色および赤色のマーカーで示している。両図より前額面において左脚が右脚に半分ほど隠れており、左脚のプロットデータであるにもかかわらず右脚のプロットデータが入っていることがわかる。これは歩行時に被験者の足がクロスしていた、もしくは e-bio T が背後から被験者の歩行を追従できなかったことが原因として考えられる。提案手法では左右の脚のプロットの分離は X 軸座標における代表点群の midpoint を基準としていたが、このような誤認識を防ぐために 3 次元平面で分離することが望ましい。

膝関節位置および股関節代替位置においては、踵位置推定で見られたような Z 軸座標における大きな誤差はなく、主に X 軸および Y 軸座標において推定位置の誤りが見られた。膝関節位置においては、膝伸展時に膝窩における代表点群とその始点と終点を結ぶ直線との距離が十分に得られず、Y 軸方向に推定位置がずれるケースが見られた。股関節代替位置においては、大腿上部において手部のプロットデータがノイズとなるケースが見られた。

下肢関節位置は角度や歩行速度など他の歩行パラメタの算出に用いられることが多いため、単体ではなく関節角度などのパラメタとして評価されることが多い。ここでは結果として得られた関節位置の誤差が関節角度にどのように影響するかについて考察する。例えば、従来手法および提案手法の踵位置の推定誤差の差分は約 30 mm であった。仮に膝関節位置および股関節代替位置を誤差なしで推定できたとして、下腿の長さが 400 mm であったとすると、膝関節角度の差は約 4.3° となる。4.3° の誤差については 4.2.5 項で議論したい。

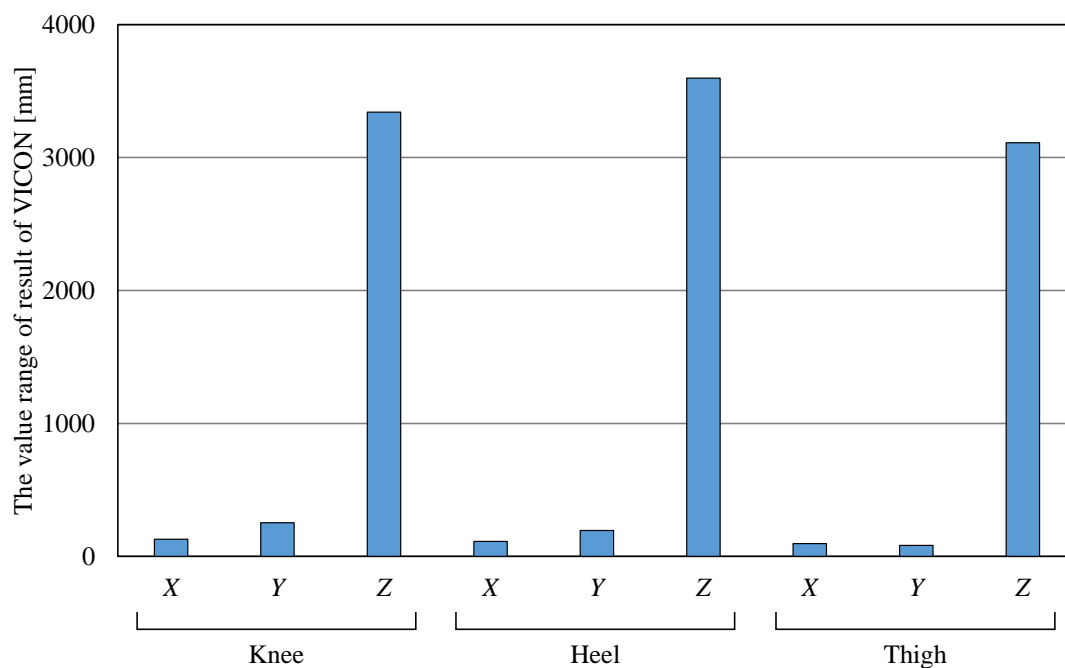


Figure 4.18 The value range of the result of VICON during level walking

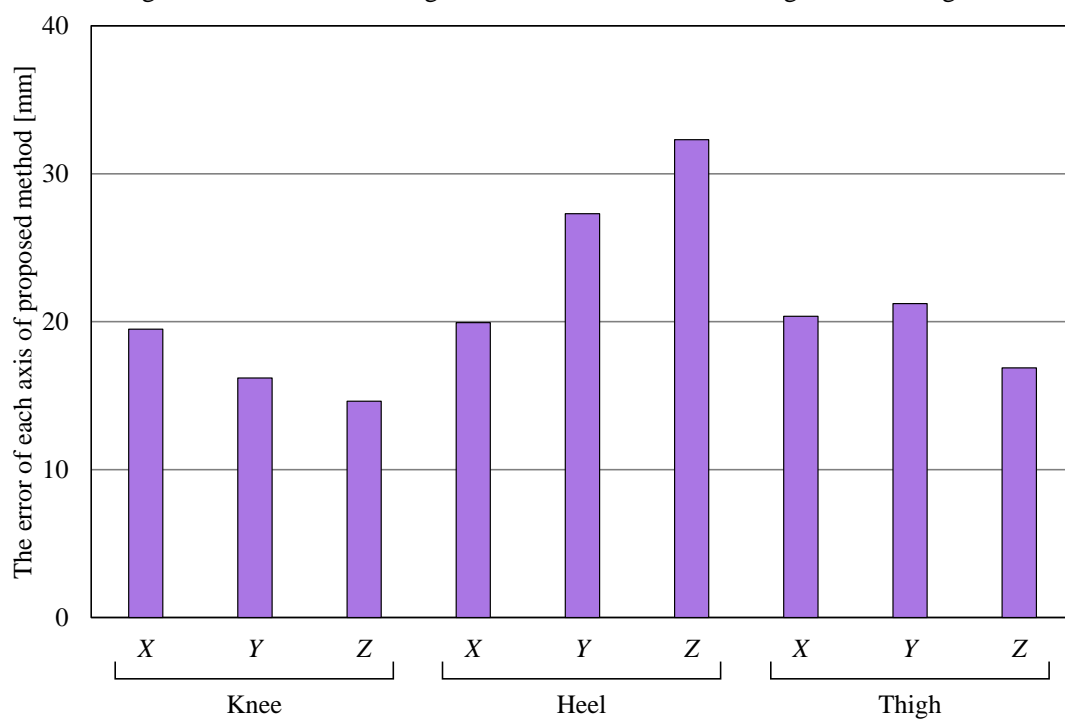


Figure 4.19 The error of each axis of the proposed method during level walking

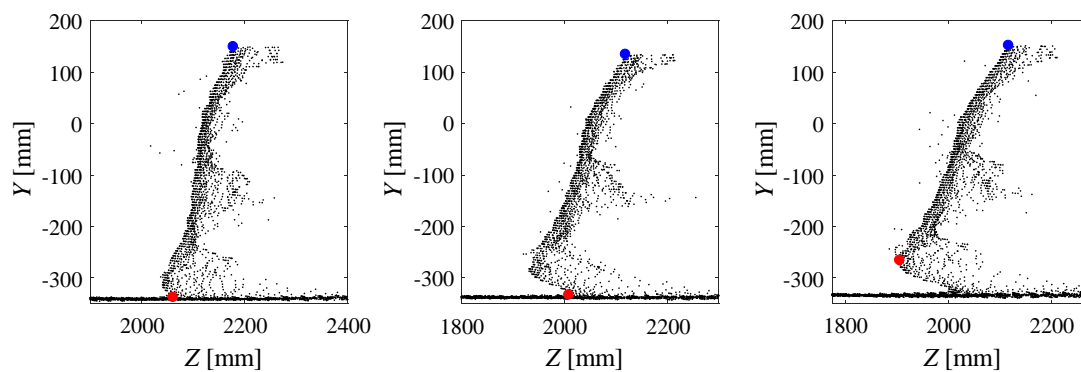


Figure 4.20 The knee joint positions (the blue dots) and heel positions (the red dots) estimated by the proposed method during MSt to TSt.

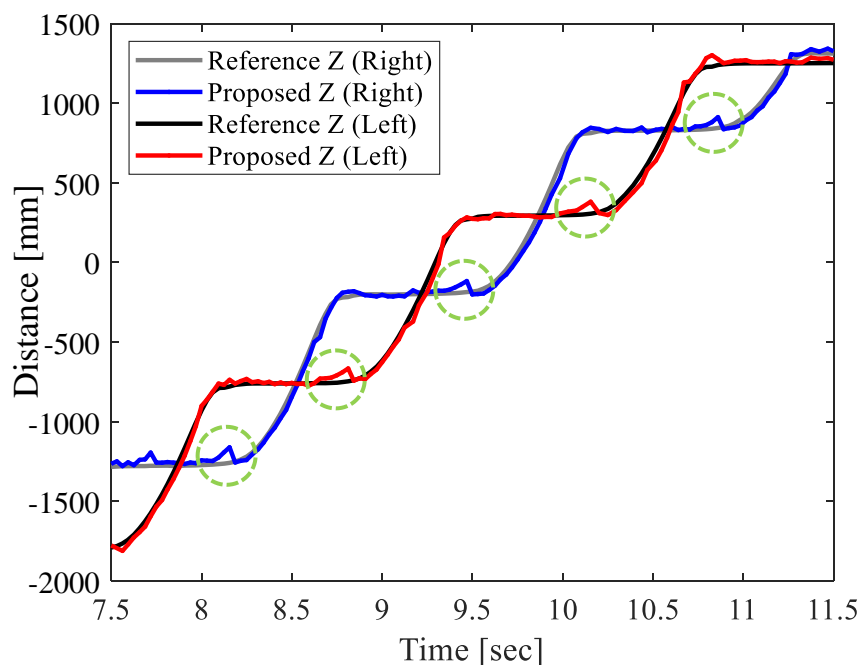


Figure 4.21 The left and right heel positions estimated by proposed method (the blue and red lines) and VICON (the gray and black lines) with the errors which are marked with the green circles.

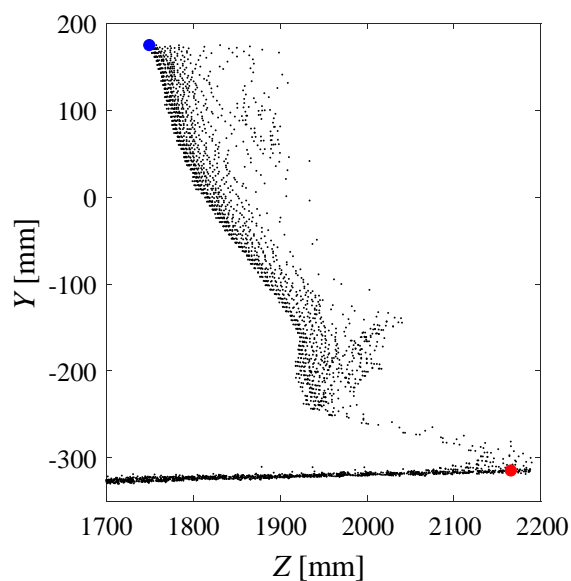


Figure 4.22 The Z-Y plane of left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot): the toe was misrecognized as the heel.

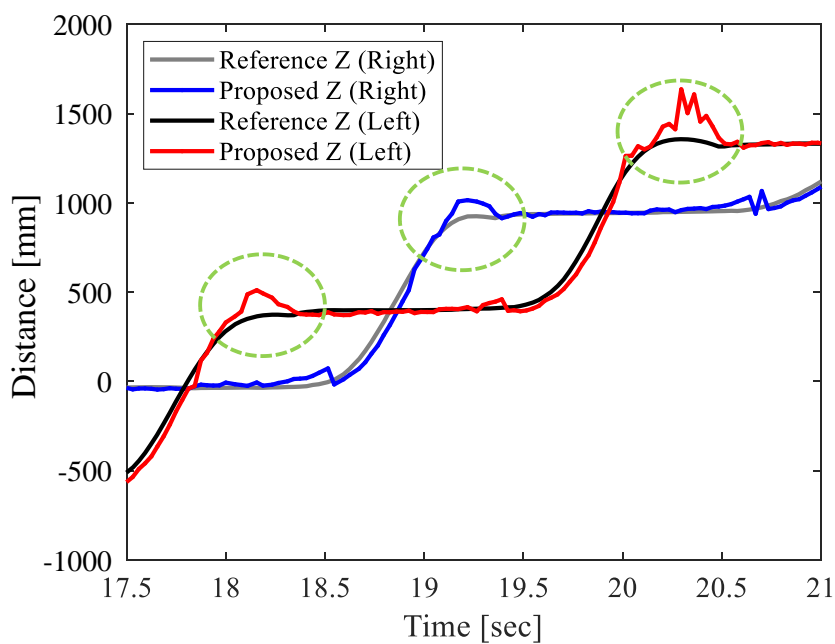


Figure 4.23 The left and right heel positions estimated by proposed method (the blue and red lines) and VICON (the gray and black lines) with the errors which are marked with the green circles.

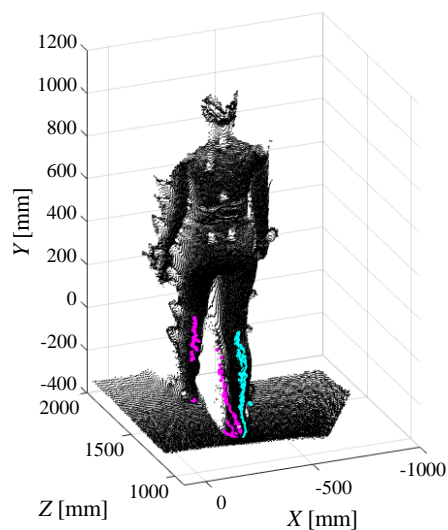


Figure 4.24 The three-dimensional plots of the representative positions of the left and right feet (the magenta and cyan dots).

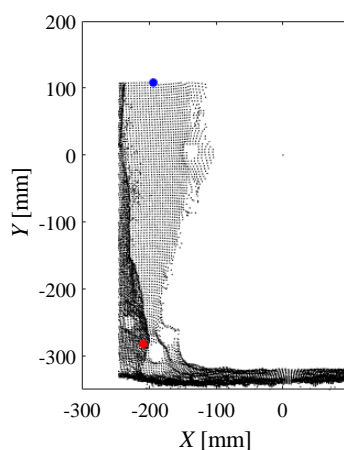


Figure 4.25 The X-Y plane of the left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot).

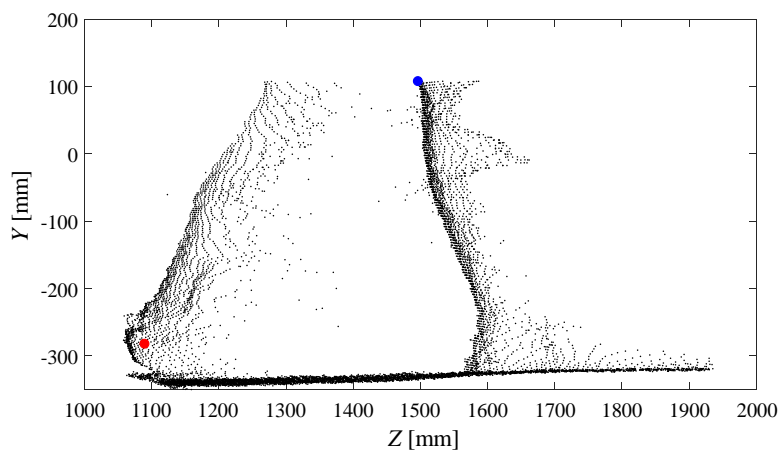


Figure 4.26 The Z-Y plane of the left foot with the knee joint position (the blue dot) and the misestimated heel position (the red dot): the right heel was recognized as the left heel.

4.2.5 下肢関節角度の推定結果に関する考察

膝関節角度においては、3つの下肢関節位置をもとに算出したため、その誤差は主に踵位置の誤差を反映していると考えられる。 $3.9 \pm 5.5^\circ$ の誤差による疾患のスクリーニング可否について言及する。測定誤差による差として生じる限界域を表す指標として最小可検変化量 (minimal detectable change) があり、計測した2つの値の差が MDC よりも大きかった場合は両者に有意差があることを示す[97]。その95%信頼区間である MDC_{95} を用いるのが一般的であり、以下の式(4.6)で求めることができる。

$$MDC_{95} = 1.96 \times SD_d \quad (4.6)$$

ここで SD_d は2つの測定値の差の標準偏差を示す。提案手法による膝関節角度推定値の MDC_{95} は 10.8° である。すなわち、2つの推定値の差がこの値よりも大きい場合、その差は測定誤差では説明できない差であるとされる。

Table 1.1 に挙げた膝関節角度に影響する疾患のうち変形性膝関節症および関節リウマチを取り上げ、それぞれのスクリーニングについて提案手法の有用性を述べる。変形性膝関節症は進行に伴い膝関節屈曲時に痛みを生じる疾患であり、健常者と比較して最大膝関節角度が小さくなる傾向がある。Astephen らは、健常者のピーク時膝関節角度が $64.0 \pm 6.01^\circ$ であったのに対し、中程度の変形性膝関節症患者は $61.3 \pm 7.86^\circ$ 、重症患者は $45.9 \pm 15.4^\circ$ であったと報告している[71]。この場合健常者と重症者の平均値の差分は 18.1° であり、健常者と中程度の患者の平均値の差分は 2.7° である。この結果および提案手法による膝関節角度推定値の MDC_{95} から、提案手法により中程度の患者と健常者の歩行を分類することはできないが、健常者と重症者を分類可能であると言える。また Bejek らは 1.0 km/h から 4.0 km/h までの4段階の歩行速度で健常者と変形性膝関節症患者を歩行させた結果、健常者の最大膝関節角度が最小速度の 1.0 km/h で $46.8 \pm 7.18^\circ$ であったのに対し、患者は $33.1 \pm 5.4^\circ$ であり、最大速度の 4.0 km/h では健常者の $72.1 \pm 6.5^\circ$ に対し、患者は $41.8 \pm 6.6^\circ$ であったと報告している[73]。健常者と患者の平均値の差分はそれぞれ 13.7° および 30.3° であり、歩行速度が速くなるほど両者の差が大きくなった。この結果より、時速 1.0 km/h 以上で歩行した場合、提案手法により健常者と患者の分類を行うことが可能であると言える。関節リウマチも変形性膝関節症と同様に関節の動きが悪くなる病気である。関節リウマチの患者においては健常者と比較して膝関節角度は平均 8° 減少していることから[75]、提案手法によるスクリーニングは現状では困難であることが分かった。

提案手法による関節疾患のスクリーニングに際し、疾患の度合いや個人差から絶対的な閾値を設けることは困難である。しかし、歩行速度が速いほど健常者と変形性膝関節症患者の最大膝関節角度の差が大きくなることから、より速い速度で歩行すれば提案手法によるスクリーニングの可能性が増加すると考えられる。

既に述べたように推定した下肢3関節位置のうち最も誤差が大きく誤認識が多かったのは踵位置であった。Figure 4.15 から Figure 4.17 を比較したとき、踵位置を用いずに算出可能

な股関節角度の推定結果がいずれの評価手法においても最も精度が高かったことを示している。一方で足関節角度においては、 r 、SNR 共に「中程度の相関あり」、「しばしば小さなノイズや系統誤差に影響される」を示した。踵位置の推定精度の向上が本研究における今後の課題であると言える。4.2.4 項で述べた提案手法と従来手法の踵位置推定誤差の差によって生じる膝関節角度の差 4.3° は、スクリーニングに用いる閾値を一意に定めることが困難なように一概に大小を評価することは難しい。しかし、 4.3° の誤差の分だけ機微な変化を見つけづらくなることは確かであり、下肢関節位置推定の誤差の最小化は重要である。

4.2.6 下肢関節位置推定可能な距離範囲の結果と考察

関節位置推定が可能な距離範囲について結果を示す。関節位置推定が可能であった最も歩行開始地点から遠い位置を従来手法および提案手法それぞれについて Table 4.2 に示す。提案手法の結果は約 5 m となり、Figure 4.2 および Figure 4.3 に示した歩行終了地点と一致した。一方従来手法では約 3.2 m となり、骨格追跡機能の骨格検出範囲である 4.5 m から、センサ設置位置から歩行開始地点までの距離 1.5 m を減じた 3.0 m と近い値を取った。また従来手法において実際にデータ取得が可能であった距離範囲の平均が約 2.6 m であり、これは各被験者の平均 5 歩分の距離であった。すなわち、従来手法での歩行データ取得は固定設置したセンサ位置からの距離が 2.1 m から 4.7 m までの 2.6 m 間に限定されるということであり、奥行 4.7 m の居住空間を想定したとしてもデータ取得可能距離は全体の 55 % と半分近くとなる。また設置したセンサは方位角が変化しないため、居住者の身体がセンサに対して正面または背面を向いた場合のみのデータ取得となる。よって従来手法におけるデータ取得範囲の制限が居住空間での使用に支障をきたすことが予想され、提案手法による距離の制限のないデータ取得の有用性が明確化した。

Table 4.2 Mean and standard deviation of the farthest joint position acquired in each trial.

Proposed method [mm]	Knee	5042 (163)
	Heel	5043 (102)
	Hip	4887 (665)
Conventional method [mm]	Knee	3256 (72)
	Heel	3185 (154)
	Hip	3261 (186)

*Mean (SD)

4.3 階段歩行での精度検証

階段歩行において第3章で述べた提案手法を適用する。e-bio T β は階段昇降可能な機構を持たないため、提案手法を導入する住宅が2階建て以上であった場合には e-bio T β を各階に1台ずつ導入することになる。よって階下および階上にそれぞれ配置された e-bio T β が

階段を挟むように向かい合って居住者の階段歩行時の深度データを取得する。実験では、精度検証を目的としたため、階段歩行においてはロボットを用いず、固定設置した Kinect v2 によって取得した深度データから歩行パラメタを推定し評価を行う。評価するパラメタは膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度とした。4.2 節で述べた直線歩行での精度検証と同様に三次元動作解析装置による測定値を参照値とし、従来手法として Kinect v2 の骨格追跡機能による推定値を比較対象とする。このときロボットを用いないため、提案手法で用いる深度データと従来手法である骨格追跡機能による関節位置データを1台の Kinect v2 で同時に取得可能である。よって同一の歩行を対象に両者を比較した。さらに、身体の前面および背面から取得した深度データそれぞれに対して、両手法による歩行パラメタ推定を行い、精度を比較した。また住宅内における階段の設計とロボットの配置に関する考察も行う。

4.3.1 実験概要

階段歩行において提案手法による膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度の推定精度を評価するため、三次元動作解析装置である VICON と同時計測を行った。また、従来手法として提案手法で用いる Kinect v2 の骨格追跡機能によるデータ計測も行い、VICON による計測結果を参照値として両者の精度を比較した。

実験の様子と実験環境の設計図を Figure 4.27 および Figure 4.28 に示す。VICON では7台の赤外線カメラ (Bonita B10[90]) で囲われた計測範囲内において反射マーカを装着した被験者の動作を計測したため、十分に広い空間の中央に仮設ステージと階段を設置し、その周りに赤外線カメラを設置した。階段は6段で、蹴上、踏面、および幅の寸法はそれぞれ 166 mm、304 mm、および 900 mm であり、勾配は 28.6° であった。仮設ステージは幅 1000 mm、奥行 2000 mm、高さ 1000 mm で、階段の最上段とステージの高さの差は 170 mm であった。

本研究では深度センサにより奥行の情報を取得できること、および e-bio T β の追跡によるデータ取得を前提としていることから、Kinect v2 を階段歩行時の測定対象者の前額面と平行に設置することとした。階段の側面が壁で覆われている設計の場合は階段の側面からデータ取得ができないことや、階段上および階段下には一定距離以上のスペースが確保されることが建築基準法で定められていることから、実際の住宅における設置場所として、階段の側面からよりも正面からデータを取得する方が現実的であると言える。また、階段の側面からデータを取得する場合は、左右の脚の前後が入れ替わる際に、センサから見て奥側の脚が手前側の脚に必ず隠れてしまう瞬間があるため、深度データに欠損が生じる。実際に被験者の身体の正面および側面から深度センサを用いて歩行を計測した際、正面から取得したデータを用いたほうが歩行パラメタの推定精度が高かったことが報告されている[59]。

この実験では、2台の Kinect v2 を地上およびステージ上に設置し、測定対象者の階段昇降時の深度データを身体の前面と背面の両方から取得したため、膝関節位置については昇

段および降段それぞれに対し前面と背面から取得したデータによる推定値を比較した。第3章の提案手法はデータ取得時にロボットによる追従を前提としたため、背面から取得したデータによる推定手法となっているが、膝関節位置および股関節代替位置においては、前面から取得したデータを用いて推定可能である。一方で前面から取得したデータには踵周辺の深度データが得られないことが予想され、踵位置を推定することは困難である。また、股関節代替位置は膝関節位置の精度に依存する。よって前面から取得したデータと背面から取得したデータとの精度比較は、膝関節位置の推定値のみとすることにした。

昇段時にはステージ上に設置した Kinect v2 (Upper Kinect v2) により身体の前面のデータが、地上に設置した Kinect v2 (Lower Kinect v2) により身体の背面のデータが取得された。逆に降段時には Upper Kinect v2 により身体の背面のデータが、Lower Kinect v2 により身体の前面のデータが取得された。Lower Kinect v2 は階段から 2200 mm 離れた位置において 940 mm の高さに三脚で固定された。この時仰角は 0° であった。Upper Kinect v2 はステージと階段の境界から 1600 mm 離れた位置においてステージから 1500 mm の高さに同じく三脚で固定した。仰角は -20° であった。

VICON の使用にあたり、被験者は下半身のみ専用のスーツを着用し (Figure 4.4)、Figure 4.5 に示す 16 箇所反射マーカを装着した。また Figure 4.29 に示すようにステージ上および階段上にそれぞれ 1 点ずつ反射マーカを設置した。これは精度を検証する際に VICON の座標系と Kinect v2 の座標系を合わせるためである。VICON では 200 fps で反射マーカ位置を計測し、VICON のモーションキャプチャソフトウェア Nexus 1.8.5 によって下肢関節位置および下肢関節角度を算出した。4.2 節と同様に 2 台の Kinect v2 の測定開始時に VICON に同期信号を送信し同期を行い、VICON によるデータのダウンサンプリングを行うことで時刻情報を統一した。また提案手法、従来手法ともに直前のデータから急な数値変化 (> 150 mm) が起こる場合は外れ値として取り除いた。

大学生および大学院生計 8 名を対象に実験を行った。実験は、実験内容を被験者に説明したのちに被験者からの同意を得て行った。被験者の属性を Table 4.2 に示す。各項目は、4.2 節で述べた通りである。被験者は階段昇降を 3 回ずつ自由な速度で行った。階段歩行速度による歩容への影響に関する先行研究があるが[41, 42]、本実験の目的は提案手法の精度検証であったため、速度の指定は行わなかった。

Table 4.3 Characteristics of the subjects for the stair walking experiment.

No	Sex	Age	Mass [kg]	Height [mm]	Inter-ASIS distance [mm]	Leg length [mm]	Knee width [mm]	Ankle width [mm]
1	F	24	48	1540	280	800	100	70
2	M	24	55	1730	290	910	115	70
3	M	24	80	1770	310	910	110	90
4	M	21	73	1800	260	960	110	80
5	F	24	43	1510	270	780	90	80
6	F	24	51	1625	300	840	110	75
7	F	25	44	1540	270	800	100	80
8	F	24	49	1580	250	830	100	75
Mean (SD)		24 (1)	55 (13)	1636 (107)	279 (19)	854 (61)	104 (8)	78 (6)

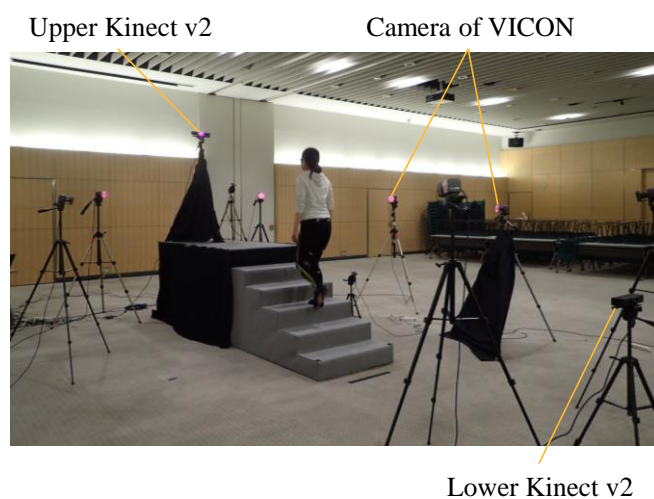


Figure 4.27 The stair walking experiment.

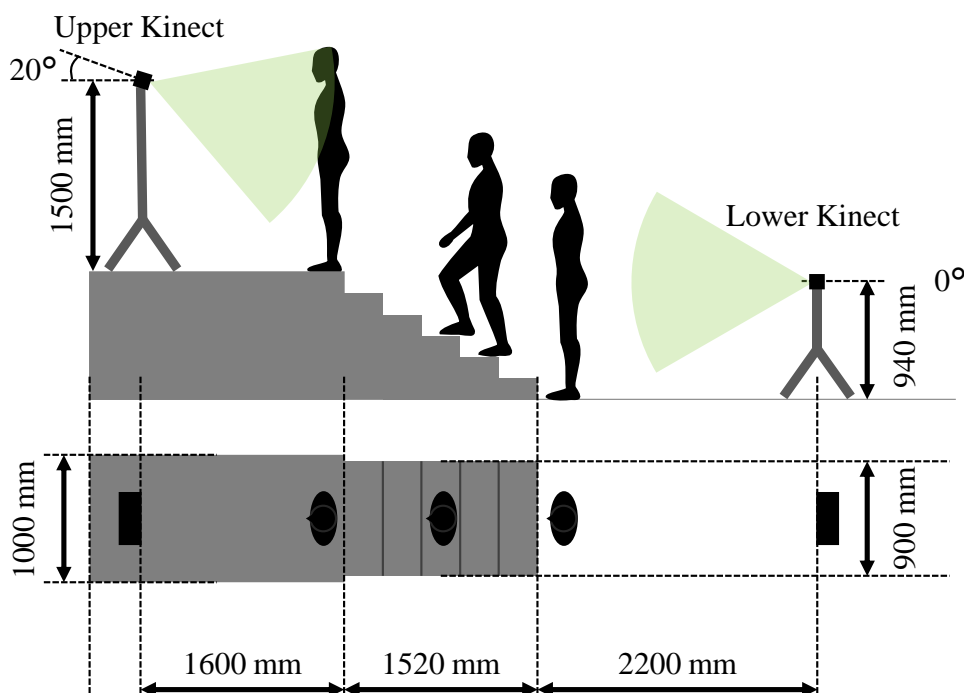


Figure 4.28 Experimental setup of stair walking experiment.

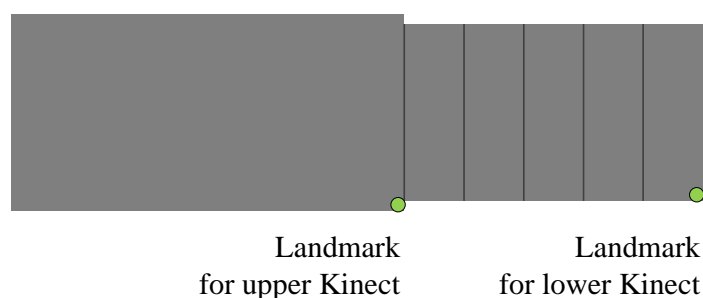


Figure 4.29 Positions of the reflective markers on stairs as landmarks.

4.3.2 評価方法

階段歩行における膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度の評価手法について述べる。4.2節と同様に VICON による関節位置および関節角度を参照値として、従来手法による推定値との比較を行った。評価には(1)三次元ユークリッド誤差 (e)、(2)ピアソンの相関係数 (r)、(3)信号雑音比 (SNR) を用いた。関節角度の場合は三次元ユークリッド誤差の代わりに絶対誤差で評価を行う。また、身体の前面および背面から取得した深度データによる膝関節位置推定精度の評価にも、前述の3種類の評価方法を用いた。この場合評価は昇段および降段、前面からのデータ取得および背面からのデータ取得の組み合わせによる4種類のケース毎に行った。

e 、 r 、および SNR の算出方法は4.2.2項で述べたものと同様である。相関解析に適切なサンプルサイズ 82 に対し、それぞれの試行につき平均 230 フレームのデータを用いたため、

解析は十分なサンプルサイズで行われたと言える。

4.3.3 下肢3関節位置および角度の推定結果

ここでは膝関節位置、踵位置、股関節代替位置、膝関節角度、股関節角度、および立脚期の足関節角度の推定精度を、VICONを参照値として従来手法と比較する。Figure 4.30 から Figure 4.32 に従来手法と提案手法による膝関節位置、踵位置、および股関節代替位置の時間変化の一例を示し、Figure 4.33 から Figure 4.35 に膝関節角度、股関節角度および足関節角度の時間変化の一例を示す。これらは系統誤差の削除を行う前の結果である。

Figure 4.36 から Figure 4.38 に昇段時の下肢3関節位置推定における e 、 r 、および SNR の結果を示す。ここで示す結果はすべて第3章で述べた測定対象者の背面の深度データを用いて推定したものである。よって昇段時は Lower Kinect v2 により取得されたデータを用いている。Figure 4.36 に示した e では、いずれの関節においても提案手法による誤差が従来手法による誤差を下回っていることが確認できる。膝関節位置は従来手法が 98.1 ± 68.7 mm の推定精度であったのに対し提案手法が 62.4 ± 35.6 mm、踵位置は従来手法の 85.0 ± 65.7 mm に対し提案手法は 72.2 ± 42.6 mm、そして股関節代替位置では従来手法が 66.8 ± 32.9 mm であり提案手法が 56.2 ± 32.0 mm であった。直線歩行時の結果である Figure 4.12 と比較すると、提案手法では直線歩行においては誤差の小さい順に、膝関節位置、股関節代替位置、踵位置、であったのに対し、昇段時には膝関節位置の誤差よりも股関節代替位置の誤差の方が小さくなっている。また従来手法では昇段時に膝関節の誤差が最も大きくなった。Figure 4.37 より r_y および r_z は、いずれの関節位置においてもわずかながら提案手法が従来手法を上回る結果となり、また両手法ともに 0.75 を超える「強い相関」を示した。これは SNR でも同様で、 SNR_y および SNR_z では両者ともにいずれの関節においても 20dB 以上の「十分な精度」を示していることが Figure 4.38 からわかる。踵位置の SNR_z および股関節代替位置の SNR_y では提案手法が従来手法を下回った。その原因については次項で考察する。Figure 4.37 および Figure 4.38 より、Y 軸座標および Z 軸座標のパラメタに対し X 軸座標のパラメタにおいては、 r_x は「弱い相関」から「中程度の相関」にとどまり、 SNR_x は「しばしば小さなノイズや系統誤差に影響される」を示した。

Figure 4.39 から Figure 4.41 に降段時の下肢3関節位置推定における e 、 r 、および SNR の結果を示す。降段時は Upper Kinect v2 により背面から取得されたデータを用いている。Figure 4.39 より、いずれの関節においても提案手法による誤差が従来手法による誤差よりも小さかったことがわかる。膝関節位置は従来手法が 67.9 ± 33.4 mm の推定精度であったのに対し提案手法が 44.1 ± 25.6 mm、踵位置は従来手法の 70.7 ± 34.6 mm に対し提案手法は 62.7 ± 29.0 mm、そして股関節代替位置では従来手法が 43.2 ± 22.0 mm であり提案手法が 40.2 ± 24.2 mm であった。これらの結果および Figure 4.36 と Figure 4.39 の比較から、昇段時よりも降段時の方がすべての関節位置の推定誤差が小さかったことがわかる。Figure 4.40 および Figure 4.41 より、昇段時と同様に Y 軸座標および Z 軸座標では精度が高い結果が得られた

のに対し、X 軸座標の結果は両手法において低い精度を示した。

Figure 4.42 から Figure 4.44 に昇段時の膝関節角度、立脚期の足関節角度、および股関節角度における e 、 r 、および SNR の結果を、Figure 4.45 から Figure 4.47 に降段時の同様の結果を示す。膝関節角度の昇段時の e は提案手法で $7.4 \pm 9.8^\circ$ 、従来手法で $19.4 \pm 27.4^\circ$ であり、降段時には提案手法で $6.3 \pm 8.2^\circ$ 、従来手法で $9.1 \pm 12.3^\circ$ であった。Figure 4.43 より昇段時の従来手法による推定値の r は「弱い相関」であったのに対し、提案手法では「強い相関」であり、Figure 4.46 では両者ともに「強い相関」であったが、提案手法の値がより大きく標準偏差が小さかった。 SNR についても同様に、昇段降段共に提案手法が従来手法よりも高精度であったことを示している。一方で、昇段においては提案手法による推定値の SNR も 19.38 ± 2.5 dB であり「しばしば小さなノイズや系統誤差に影響される」に分類され、降段時に比べてノイズの影響が大きかったことが示された。

足関節角度においては Figure 4.43 より昇段時の r が両手法で「ほとんど相関無し」を示しており、推定精度が低いことが示された。Figure 4.42 のように e が膝関節角度に比べて小さくなったのは外れ値として削除されたフレームが多かったためであると考えられる。降段時においても Figure 4.46 より参照値との相関が「弱い」ことがわかる。ノイズが大きかったことは Figure 4.44 および Figure 4.47 に示した SNR の結果からも明らかである。昇段時よりも降段時の方が足関節角度の推定精度が高かったが、いずれにしても十分な精度であるとは言えない。

股関節角度においては、Figure 4.42 および Figure 4.45 より昇段降段共に膝関節角度よりも小さい誤差で推定可能であった。しかし、Figure 4.46 および Figure 4.47 を参照すると降段において r および SNR はいずれも膝関節角度より精度が劣っていることがわかる。

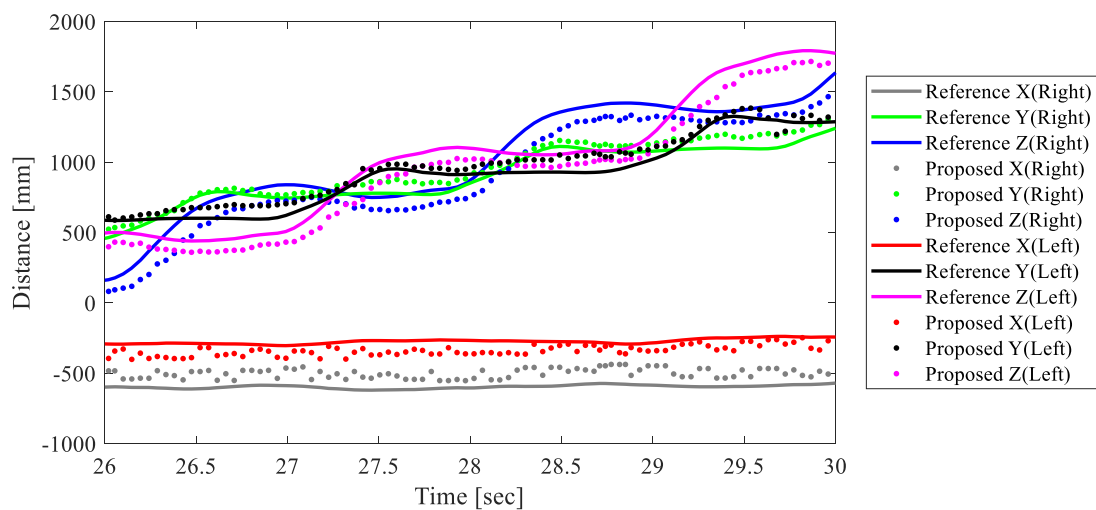


Figure 4.30 An example of knee displacement on three axes during stair ascending.

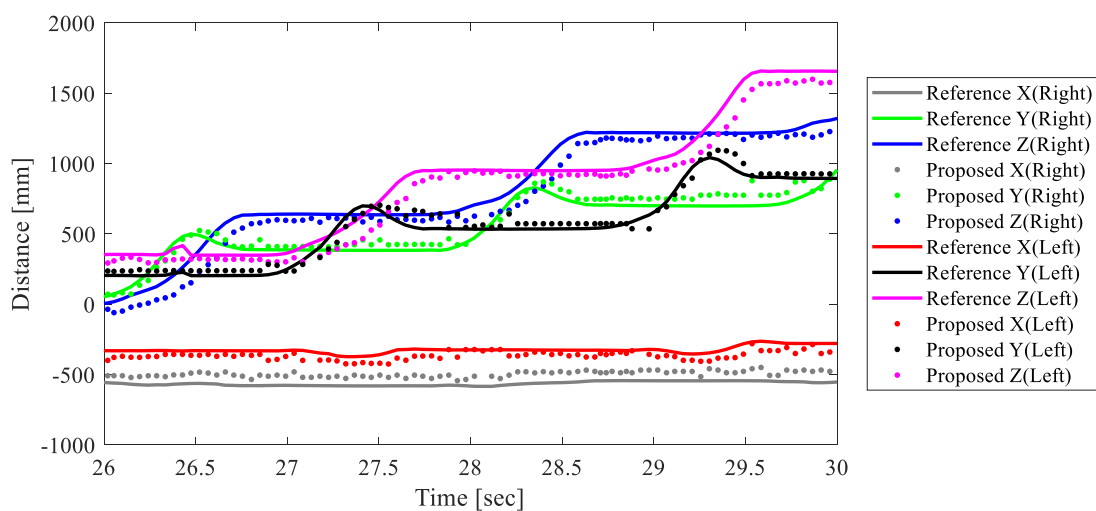


Figure 4.31 An example of heel displacement on three axes during stair ascending.

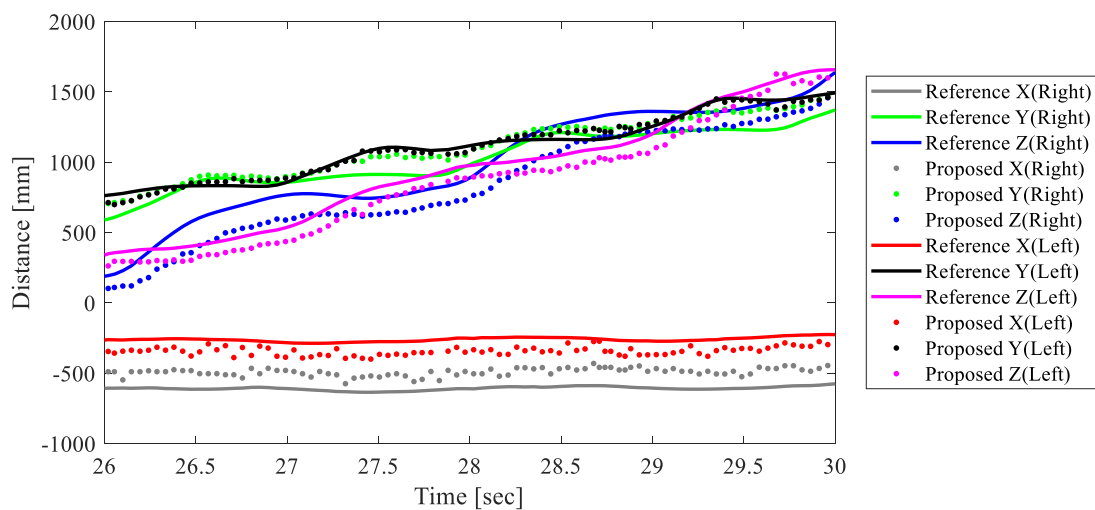


Figure 4.32 An example of alternative positions for hip joints displacement on three axes during stair ascending.

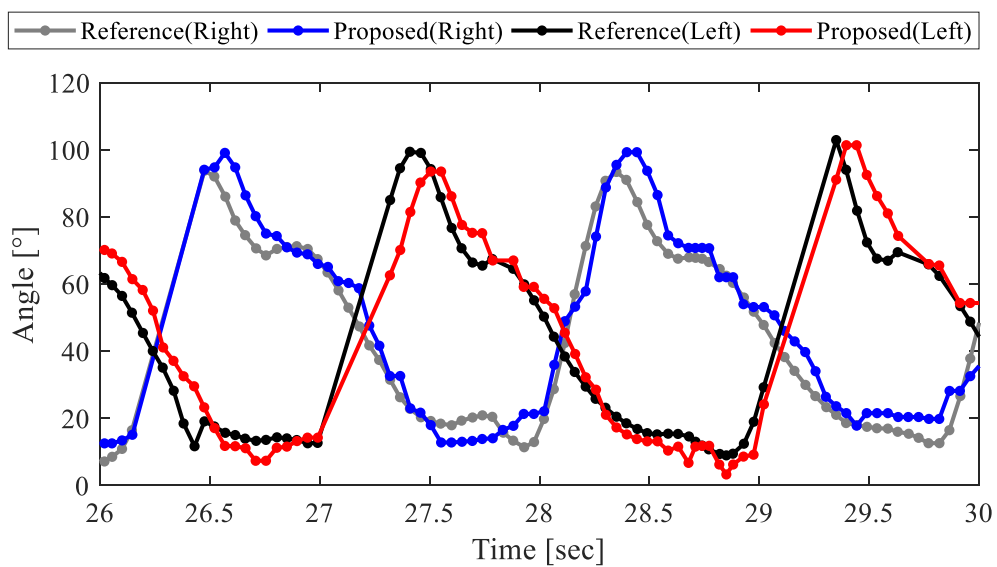


Figure 4.33 An example of knee angle waveform during stair ascending.

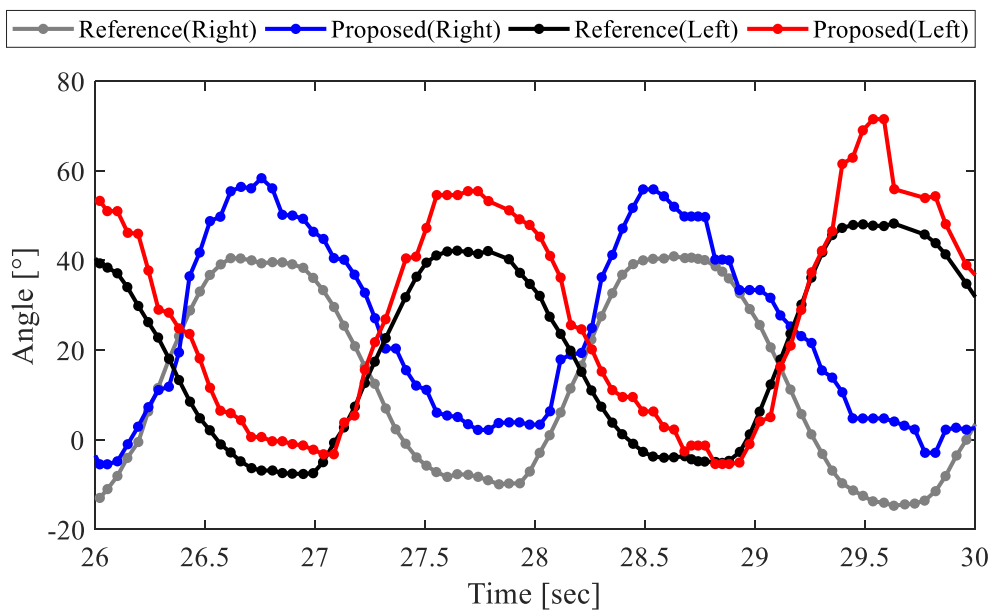


Figure 4.34 An example of hip angle waveform during stair ascending.

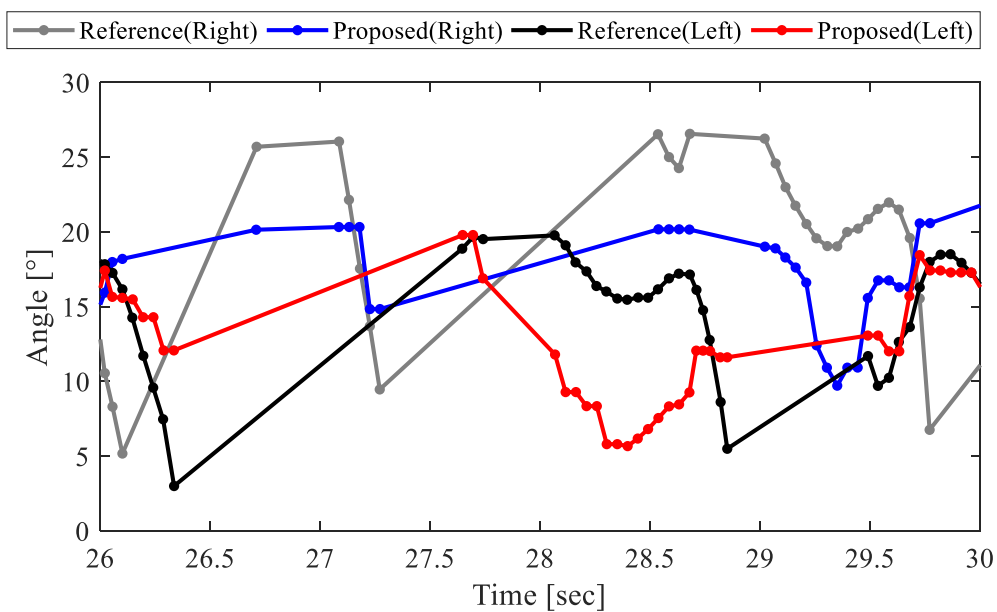


Figure 4.35 An example of ankle angle waveform during stair ascending.

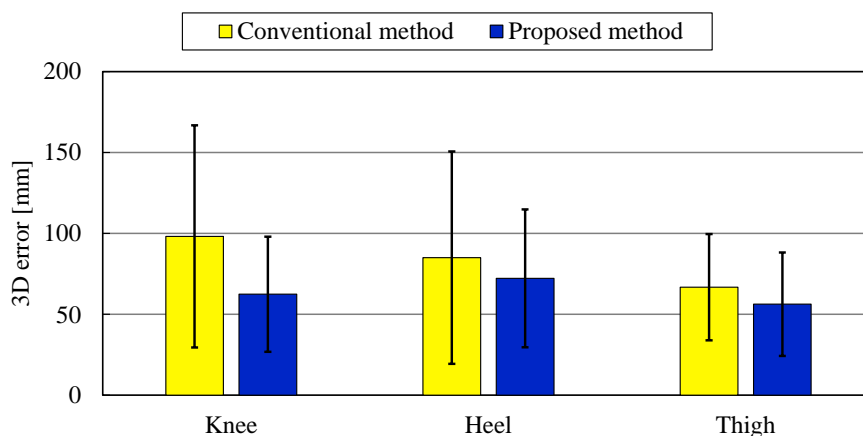


Figure 4.36 3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending.

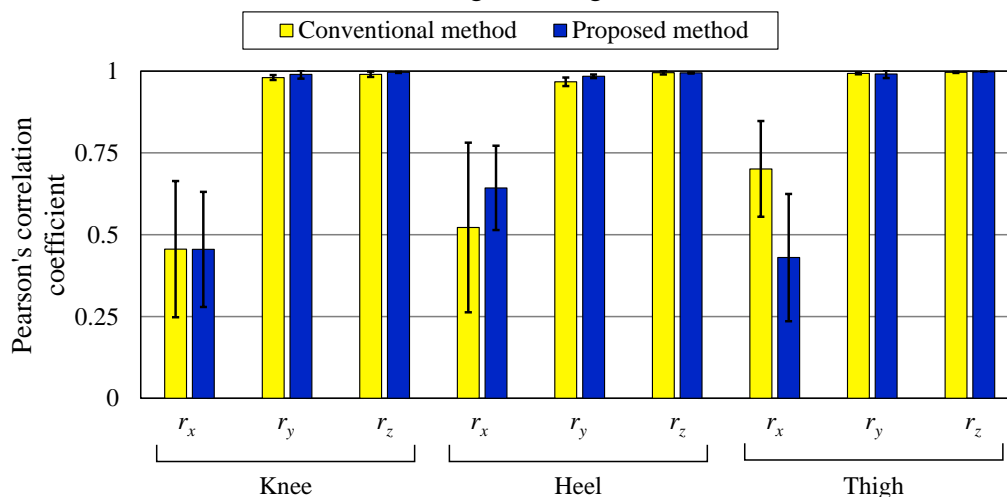


Figure 4.37 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Pearson's correlation coefficient.

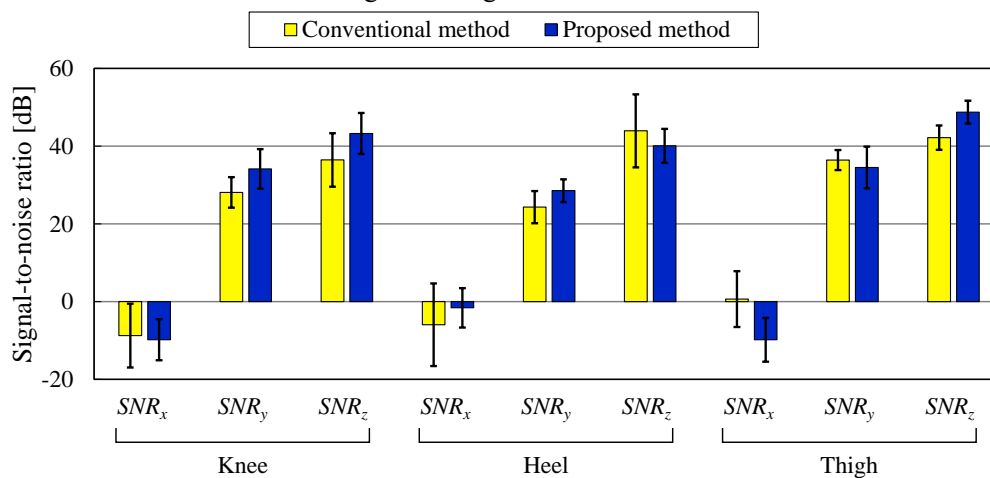


Figure 4.38 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Signal-to-noise ratio.

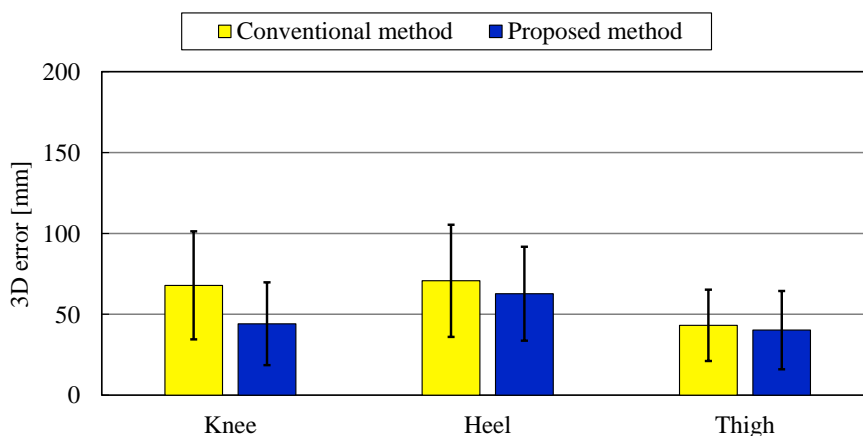


Figure 4.39 3D error of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during descending.

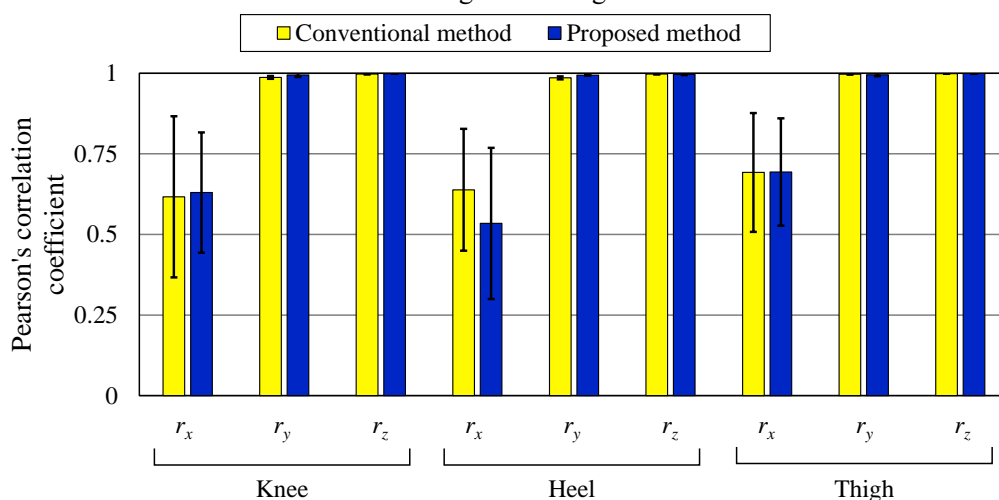


Figure 4.40 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Pearson's correlation coefficient.

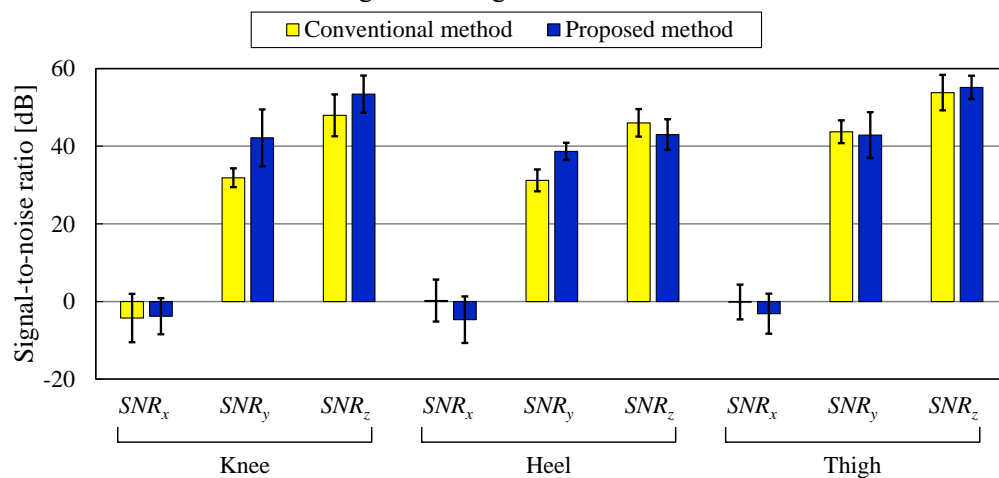


Figure 4.41 Accuracy comparison of knee joint positions, heel positions, and the alternative positions for hip joints estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Signal-to-noise ratio.

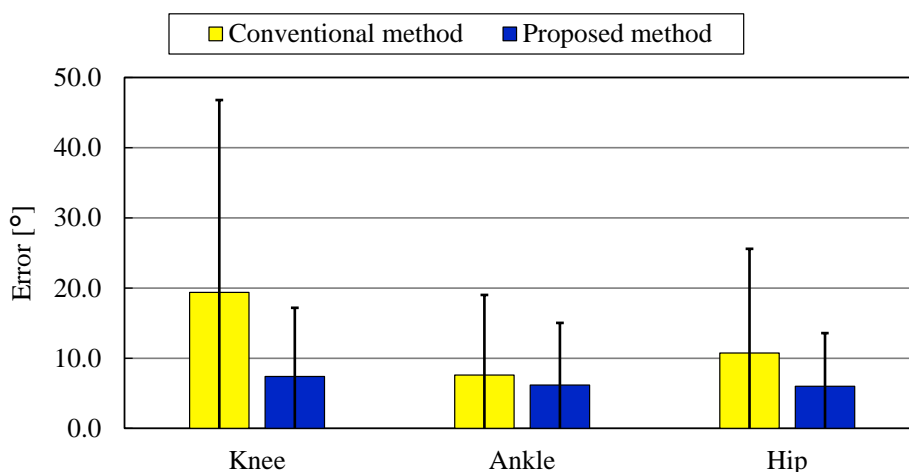


Figure 4.42 Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending.

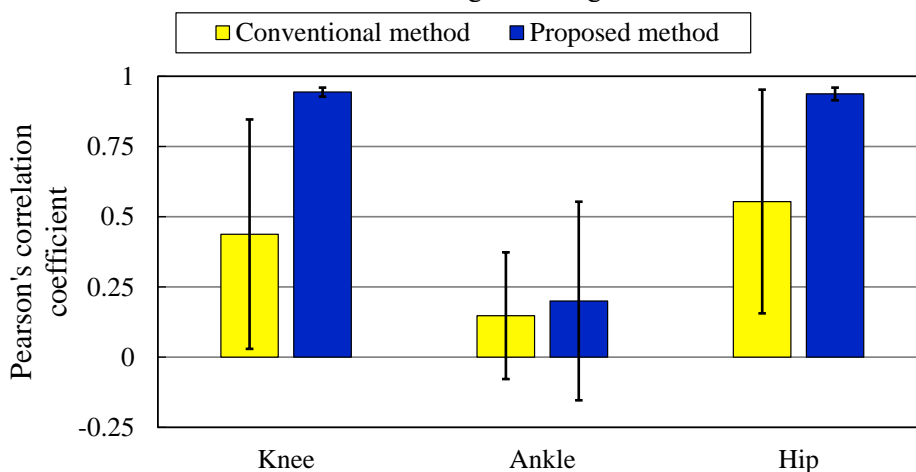


Figure 4.43 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: Pearson's correlation coefficients.

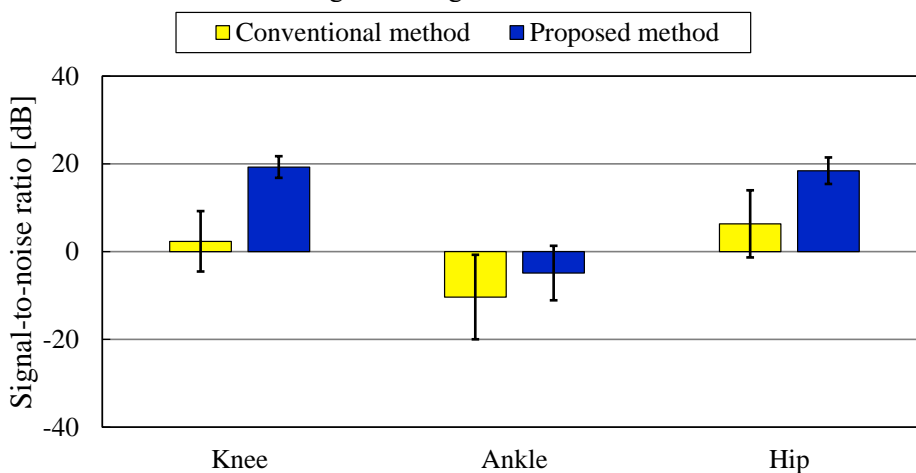


Figure 4.44 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending: signal-to-noise ratio.

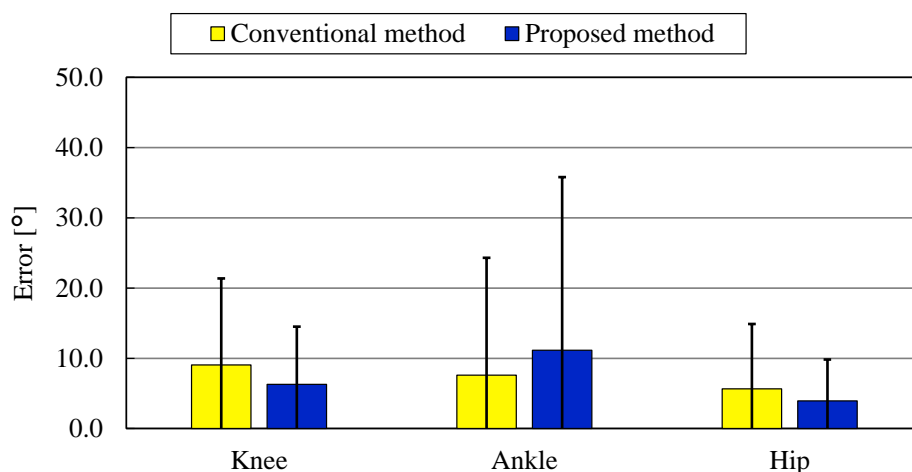


Figure 4.45 Error of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during descending.

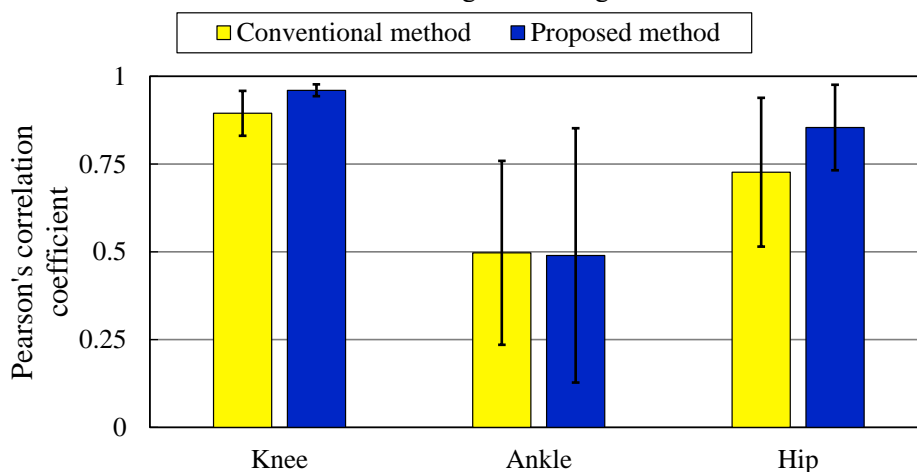


Figure 4.46 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: Pearson's correlation coefficients.

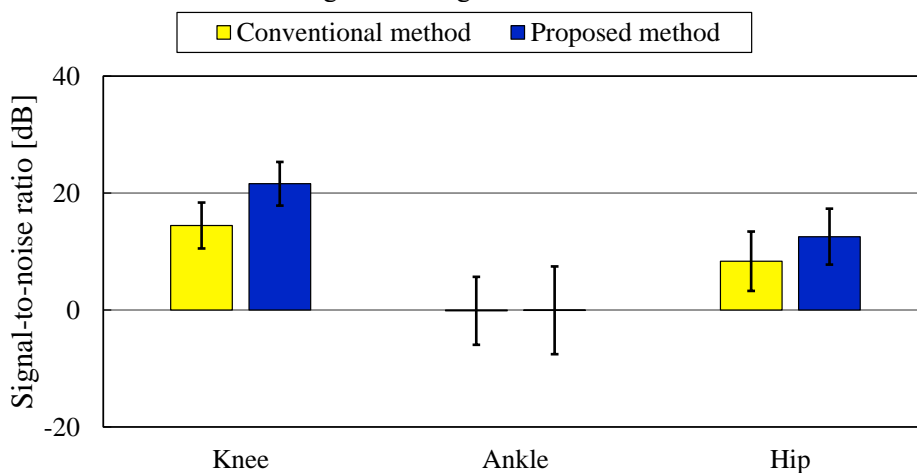


Figure 4.47 Accuracy comparison of knee angles, ankle angles (only in the stance phase), and hip angles in the sagittal plane estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during descending: signal-to-noise ratio.

4.3.4 下肢3関節位置推定結果の考察

昇段降段共に r_x および SNR_x の値が小さかったことは、4.2 節で述べた直線歩行における r_x 、 r_y 、 SNR_x および SNR_y と同様に、動作中に値の変動が小さかったことにより生じたと考察できる。Figure 4.48 に昇段時の参照値における全データの最大値と最小値の差分を軸毎に示し、Figure 4.49 に各軸における提案手法による推定値の誤差の平均を示している。Figure 4.48 より Y 軸座標および Z 軸座標における下肢関節位置の動きの範囲が X 軸座標における動きと比較して大きいことがわかる。一方で Figure 4.49 は各軸の誤差に大きな差が見られず、踵位置においては X 軸座標における誤差が最も小さいことを示している。同様に降段についても Figure 4.50 および Figure 4.51 に示しており、前述の考察を裏付けている。

先行研究において従来手法による直線歩行中の関節位置推定では左右の ankle および foot において 50 mm を超える e が生じ、大きな誤差であるとされている[38]。一方で、臨床的なパラメタである足踏み中の膝関節位置の変位においては、 40 ± 10 mm の e について、十分な精度および信頼性であるとしている。これに対し提案手法の精度は昇段中の e が 62.4 ± 35.6 mm、降段中の e が 44.1 ± 25.6 mm であった。しかし、 r においては先行研究で述べられている従来手法の結果よりも提案手法の方が 3 軸とも高い相関を示している。運動によって評価基準が異なるため、階段歩行中の関節位置推定における提案手法の臨床的な有用性については別途調査が必要である。

昇段時の関節位置推定における誤差の原因は主に 3 種類であった。1 つ目に、センサからの距離が離れている際に深度データの解像度が低くプロットデータが十分に得られなかったことが挙げられる。例えばセンサからの距離が 3800 mm ほどになると、隣り合うプロット同士の距離は約 10 mm 程度となる。この場合 3.5.4 項で述べた下肢の抽象化の際に十分なプロット数が得られず、正しい位置が関節位置として抽出されないことがあった。特に足の細い被験者においてはさらにプロット数が減少するためいずれの関節位置においても誤認識のリスクが大きかった。2 つ目は 4.2.4 項で述べた直線歩行における誤差要因と同様で、左右の足のプロットデータが混合してしまって生じる踵位置の誤認識である。特に女性の被験者に多く見られた。そして 3 つ目に下腿のヒラメ筋の膨らみ部分が踵位置として誤認識されたケースであった。例を Figure 4.52 に示す。このように生じた誤差が前後のフレームから大きく外れない場合に、外れ値として除外されずに残ってしまった。踵位置の SNR_z において提案手法が従来手法を下回った原因は、このような誤認識によるものと考えられる。

本論文における股関節代替位置は膝関節位置から大腿部に沿って一定距離離れた代表点と定義されている。膝関節位置からの距離のみによって決まるため、代表点群の抽出において各水平面で選択された極小点が大きく本来の位置から X 軸方向に外れていた場合に、Y 軸座標の距離が短く、膝関節位置からの距離がちょうど定義した値と一致すれば、その点が股関節代替位置に選択されてしまう。例えば手の深度データなどのノイズが入っていた場合、このような誤認識が起り得る。 SNR_x および SNR_y において、提案手法が従来手法より

も値が小さかったのは、この例のようなノイズの影響を受けたことによると考察できる。

降段時の結果は、Figure 4.36 および Figure 4.39 から昇段時よりも誤差が小さかったと言える。これは、センサの設置場所から歩行区間の最遠地点までの距離が Upper Kinect v2の方が Lower Kinect v2 よりも近かったため、解像度の高い深度データが比較的多く得られたことによると考えられる。実際に被験者が降段終了時に立っていた地点は Upper Kinect v2で約 3300 mm であったのに対し、昇段終了時に立っていた地点は Lower Kinect v2 で約 3800 mm であった。降段時においてもプロットの数が少なくなる歩行の後半に、特に女性被験者のデータにおいて誤認識が目立った。

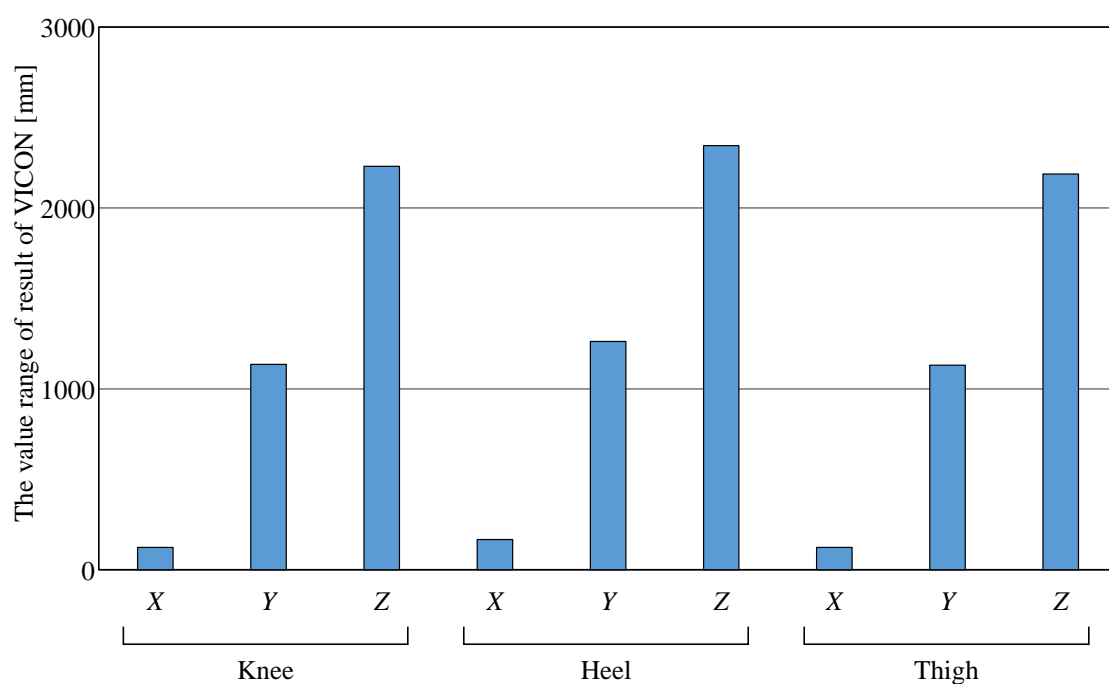


Figure 4.48 The value range of the result of VICON during ascending.

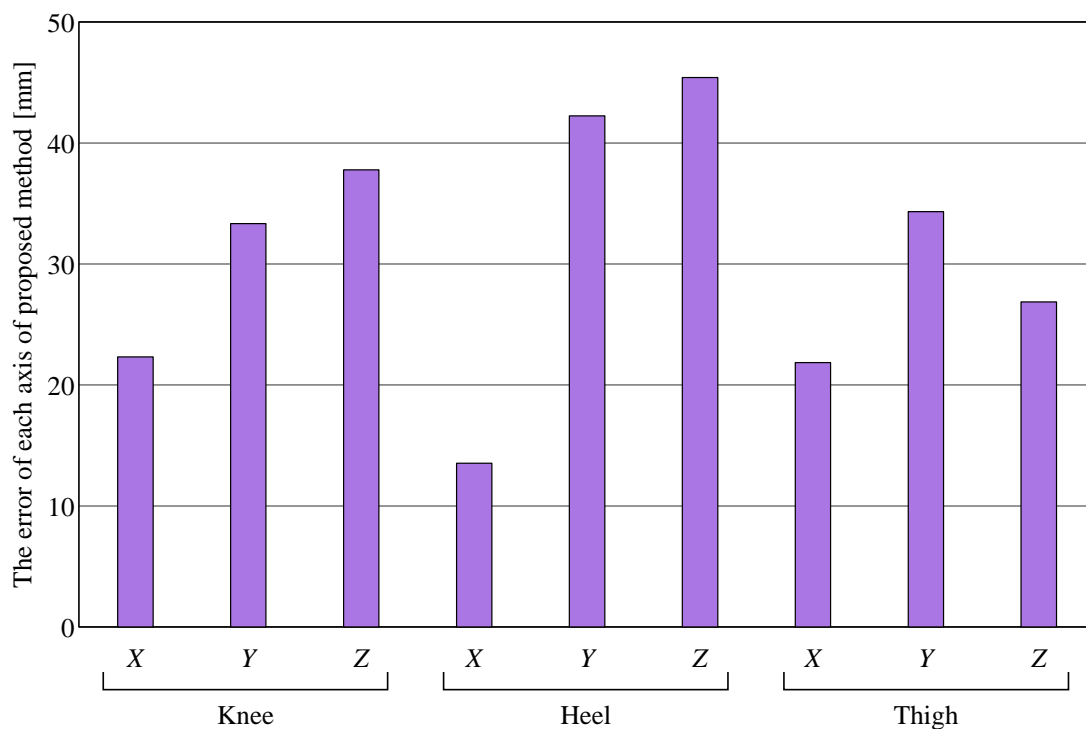


Figure 4.49 The error of each axis of the proposed method during ascending.

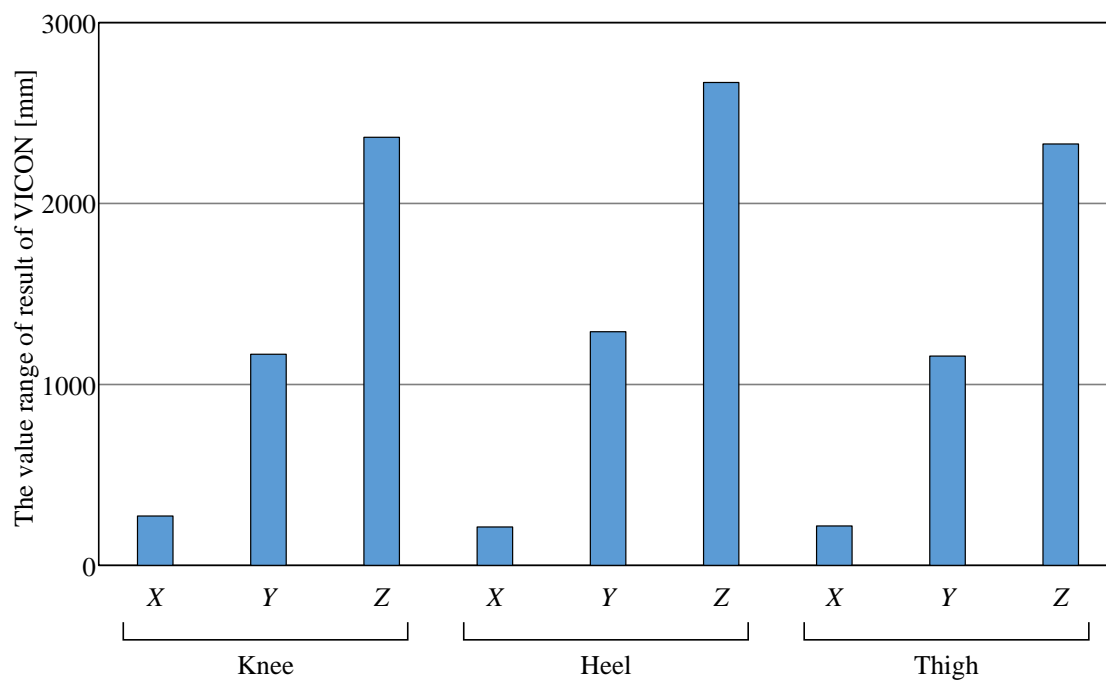


Figure 4.50 The value range of the result of VICON during descending.

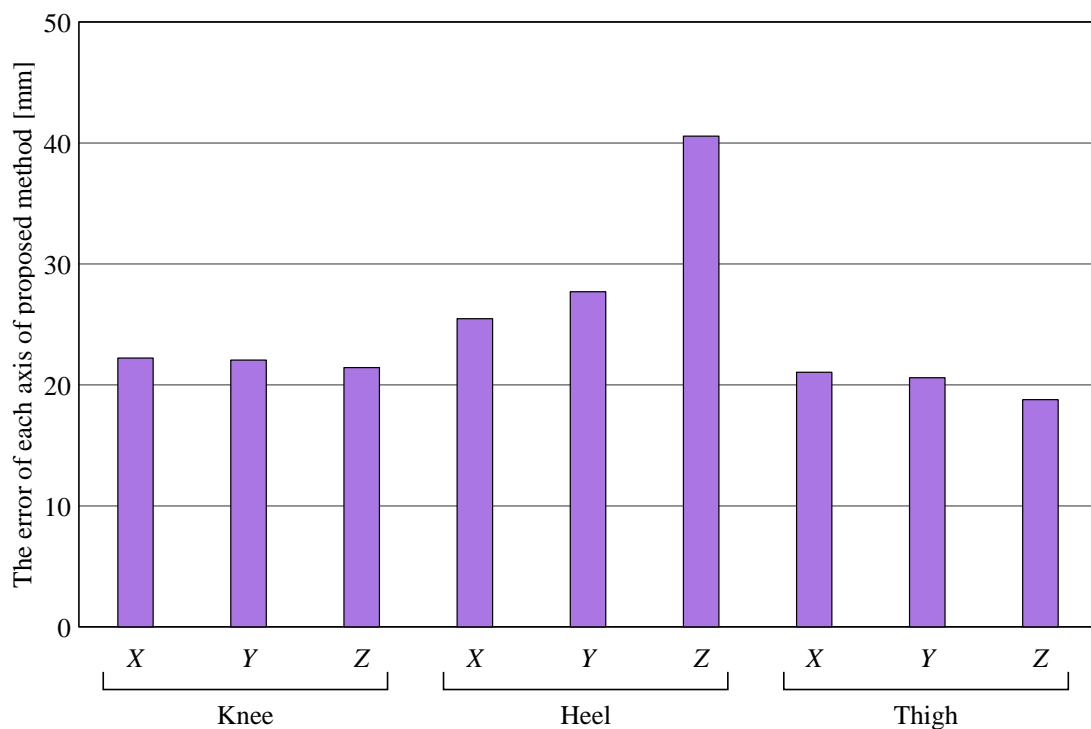


Figure 4.51 The error of each axis of the proposed method during descending.

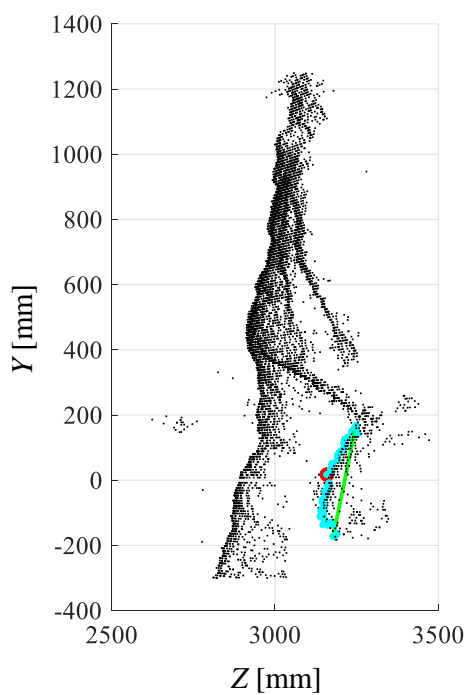


Figure 4.52 The Z-Y plane of the subject during ascending with representative positions of right foot (the cyan dots), misestimated heel position (the red dot), and the straight line for the estimation (the green line).

4.3.5 下肢3関節角度推定結果の考察

膝関節角度について、疾患のスクリーニングに有用であるか考察する。提案手法の推定値に対し4.2.5項で述べた MDC_{95} を算出すると、昇段 19.6° 、降段 16.4° となった。昇段時の変形性膝関節症患者と健常者における踵離地での膝関節角度は平均 3.7° の有意差があったとされ、立脚期のピークは 2.2° 、遊脚期のピークは 5.5° の有意差があった[34]。降段時には、同じく変形性膝関節症患者と健常者の間で、踵離地において 5.07° 、荷重応答期での関節可動域が 5.26° 、遊脚期のピークが 5.9° であった[34, 35]。さらに、半月板損傷患者と健常者との間では最大膝関節角度に 4.7° 、関節可動域に 5.4° の有意差が報告されている[78]。先行研究による疾患患者と健常者との膝関節角度の差に対し提案手法による推定値の誤差は大きく、提案手法で推定した階段歩行時の膝関節角度を疾患のスクリーニングに使用するためには、更なる精度の向上が必要である。特に踵位置推定において、誤認識を削減する過程を手法に加えることが望ましい。また、前述のとおり距離が遠い場合に深度データの解像度が低下したことが推定精度に影響したことから、精度が保証される距離範囲内でのみ推定を行うことでスクリーニングに活用できる可能性がある。

4.2節の結果においても足関節角度の推定精度は低かったが、階段歩行においては推定精度の低下が顕著であった。これは主に踵位置の推定精度に依存しており、背景である階段のプロットデータがノイズとなりやすく、背景除去が困難であったことが原因の一つであると考えられる。特に今回は仮設の階段およびステージを用いており、被験者の歩行による振動がノイズの増加に影響を与えた可能性がある。

股関節角度の推定精度は膝関節角度より e が小さい一方で、 r や SNR が小さくなった。また直線歩行よりも推定精度が低い結果となった。その理由として、階段歩行時には直線歩行時と比較して上体の傾きがより大きくなることが挙げられる。本論文では第3章で述べた通り股関節角度を垂直線と大腿のなす角と定義しており、これはすなわち上体の傾きに伴う骨盤の傾きを無視するということである。したがって、骨盤の傾きにより誤差が生じたと考えられる。

4.3.6 身体の前面および背面のデータによる膝関節位置推定の結果

膝関節位置における身体の前面および背面から取得した深度データを用いた推定結果の比較を行う。まず e について、Figure 4.53 に昇段および降段においてそれぞれ前面および背面のデータを用いた計4ケース毎の提案手法および従来手法の結果を示す。提案手法による推定値の誤差はいずれのケースにおいても 40 mm から 65 mm の間の値をとったのに対し、従来手法では2つ目のケースである昇段時の背面からのデータ取得による推定値の誤差が 100 mm と大きな値をとった。昇降別にみると、昇段では従来手法による前面からのデータを用いた際の誤差が $45.6 \pm 20.5\text{ mm}$ と最も小さく、降段では提案手法による背面からのデータを用いた際の誤差が $44.1 \pm 25.6\text{ mm}$ と最も小さかった。

r および SNR の提案手法および従来手法による結果を Figure 4.54 および Figure 4.55 に示

す。Figure 4.54 よりいずれの r_y および r_z においても 0.9 以上の値をとり、「強い相関」を示した。また Figure 4.55 より、 SNR_y および SNR_z においてもいずれも 20 dB 以上の「十分な精度」を示した。Y 軸座標および Z 軸座標の推定値が参照値に対して強い相関を持つこと、またノイズが十分に小さいことはすなわち、推定値の測定精度が高いことを示す。一方で X 軸座標の結果は異なる。 r_x において、2 つ目のケースおよび 3 つ目のケースは「弱い相関」を示し、それ以外も「中程度の相関」を示した。 SNR_x はすべてのケースが「しばしば小さなノイズやバイアスに影響される」と評価される -20 dB から 20 dB の範囲に収まった。

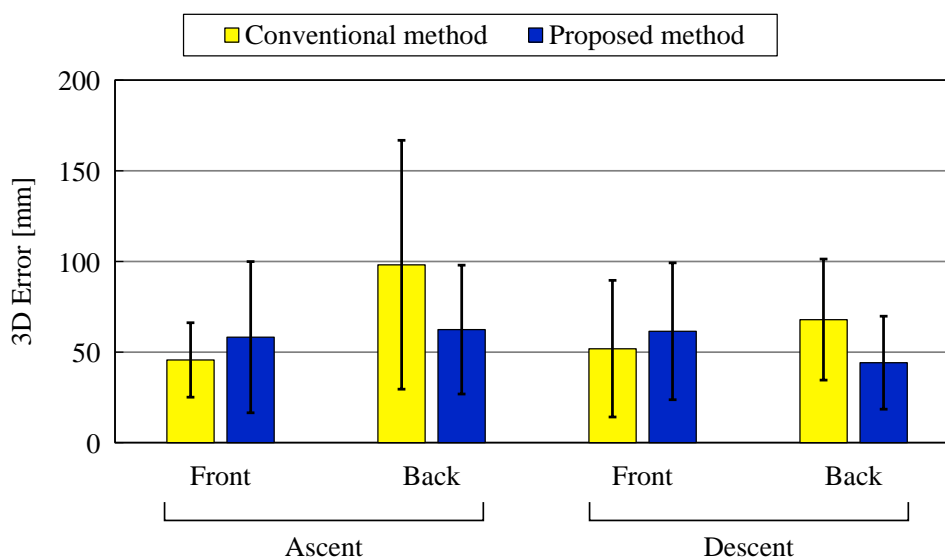


Figure 4.53 Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: 3D error of knee joint positions estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending and descending.

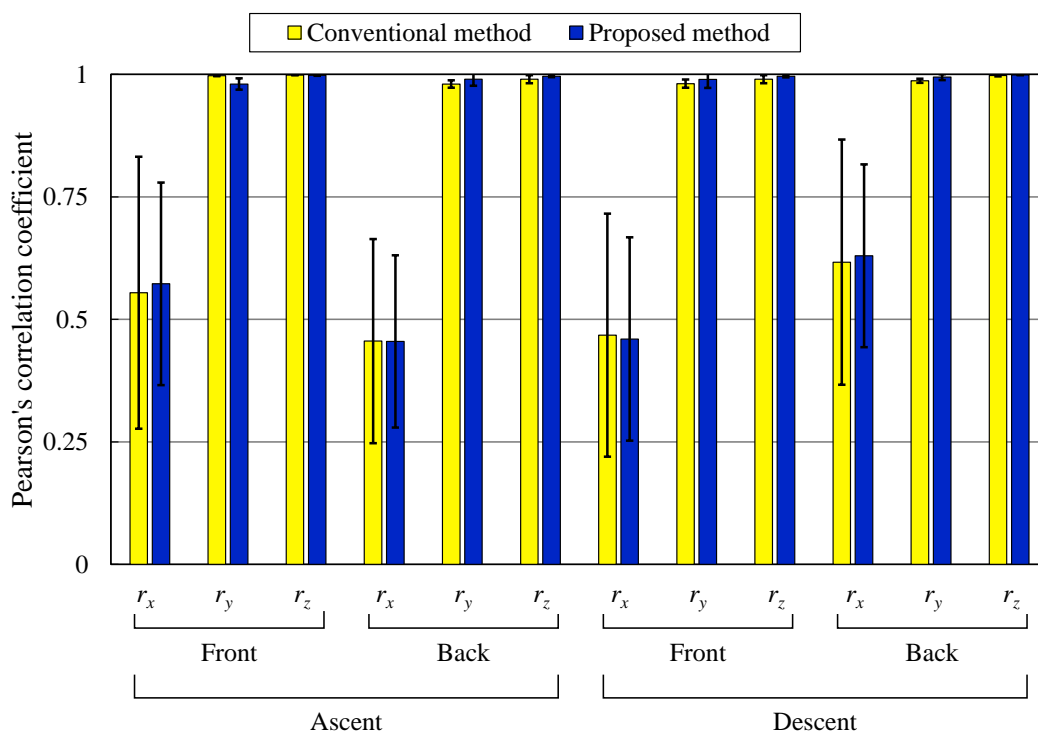


Figure 4.54 Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Accuracy comparison of knee joint positions estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending and descending: Pearson's correlation coefficients.

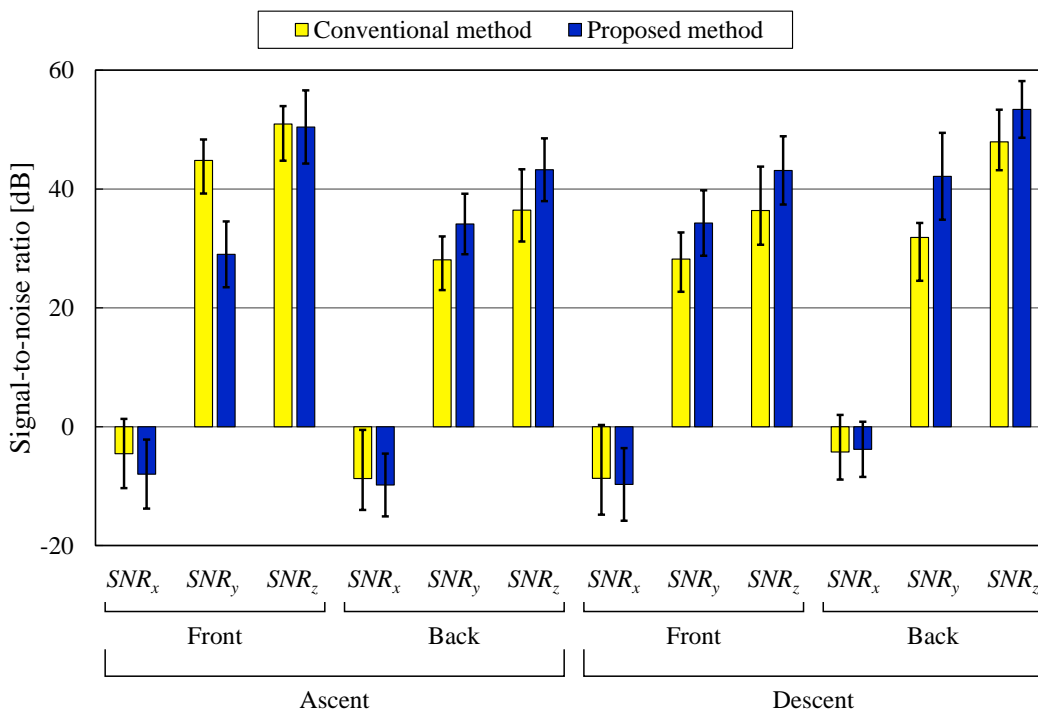


Figure 4.55 Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Accuracy comparison of knee joint position estimated by the proposed method and the conventional method relative to VICON values during ascending and descending: Signal-to-noise ratio.

4.3.7 身体の前面および背面のデータによる膝関節位置推定結果の考察

4.3.4 項でも述べた通り、提案手法の推定精度はもととなる深度データの解像度に依存する。測定対象者を表すプロットの解像度はセンサから測定対象者までの距離によって決まるため、測定対象者とセンサとの距離が直接推定精度に影響する。Figure 4.28 および 4.3.4 項で述べた通り、Kinect v2 の設置場所から歩行区間までの距離は Upper Kinect v2 の方が Lower Kinect v2 よりも短く、Figure 4.53 に示した結果においては両デバイスによって得られた結果を単純に比較することはできない。そこでこの影響を軽減するために、距離に応じて正規化を行った。まず、距離と Kinect v2 の解像度の関係を調査するために、各段の蹴込板の任意の4点を Figure 4.56 のように長方形を描くように選択し、長方形の各辺の長さをプロット数で割ったものをプロット間距離とした。X 軸および Y 軸において横軸に深度 Z 、縦軸にプロット間距離 D を示したものが Figure 4.57 である。Figure 4.57 から両者に線形性があることがわかる。これらに対し描いた近似曲線は以下の式(4.7)および式(4.8)で示される。

$$D_x = 0.0027 \times Z - 0.0265 \quad (4.7)$$

$$D_y = 0.0028 \times Z - 0.1238 \quad (4.8)$$

解像度の精度への影響を取り除くため、各フレームにおける誤差を推定値の Z 座標点を用いて式(4.7)で算出されるフレーム間距離で除した。その結果を Figure 4.58 に示す。ここで式(4.7)を採用したのは、Figure 4.57 より両者が同様の傾向を持つこと、および Figure 4.56 から明らかなように X 軸座標の距離の方が大きいため比較的誤差が小さいと考えられるからである。Figure 4.58 より、降段では提案手法による背面からのデータ取得に基づく結果が 6.6 ± 4.0 と最も誤差が小さかったが、一方で昇段では従来手法による前面からの推定結果が 7.7 ± 3.9 と最も誤差が小さかった。昇段においては、提案手法による背面からのデータ取得に基づく結果は 7.9 ± 5.0 であり、平均が 0.2、標準偏差が 1.1 だけ従来手法による結果を上回ったが、従来手法と同等の精度が得られたといえる。

Figure 4.58 より、提案手法において背面から取得した深度データを用いた推定値の方が前面から取得した深度データを用いた推定値よりも誤差が小さく精度が高かったことがわかる。その理由として、まず膝関節屈曲時の膝蓋骨と膝窩の形状の違いが挙げられる。Figure 4.59 に示すように前面から取得した深度データから膝関節位置を推定する際、膝蓋骨の形状が丸みを帯びているため推定値を一点に定めることが難しい。これに対し Figure 4.60 に示す背面から取得した深度データを参照すると、膝窩においては大腿と下腿に挟まれて領域が狭くなっており、3.5.5 項で述べた直線との距離が最も大きい値が一意に定まりやすい。また、Figure 4.61 に示すように放射状に広がるセンサの赤外線レーザ光線に対し下腿が同じ角度に屈曲した際に、Figure 4.62 および Figure 4.63 に示すように下腿のプロットデータの密度が著しく下がり、推定に支障が出ることが分かった。これはセンサの設置位置や角度、被験者の歩容によって生じるが、本実験においては昇段降段共に前面から取得した深度データのみに見られた。以上のことから、提案手法においては背面から取得した深度データを

用いた推定精度のほうが高かったと考えられる。

Kinect v2 は第2章でも述べた通りゲームコントローラとして開発されたため、通常は対象の被写体と向かい合う形で設置されることが想定される。よって身体の前面からのデータによる推定精度の方が比較的高いことが予想され、これは Figure 4.58 においても確認できる。このような学習データによる推定精度の低下は、身体の向きだけでなく、第1章で述べたように階段の勾配が急な場合にも起こる。本論文では 28.6° の勾配を持つ階段のみを検証に用いたが、提案手法は学習データを用いないため勾配が急な階段に対して高い汎用性が期待できる。今後は設計の異なる階段に対しても精度検証実験を実施し、提案手法の適用可能性を明確化することが望ましい。

また、この実験は健康な若齢者を対象に行われたため、高齢者や運動器に疾患のある患者を対象とした精度検証が行われることが望ましい。本実験で得られた精度は実験環境である奥行き約 4000 mm までの範囲で有効である。

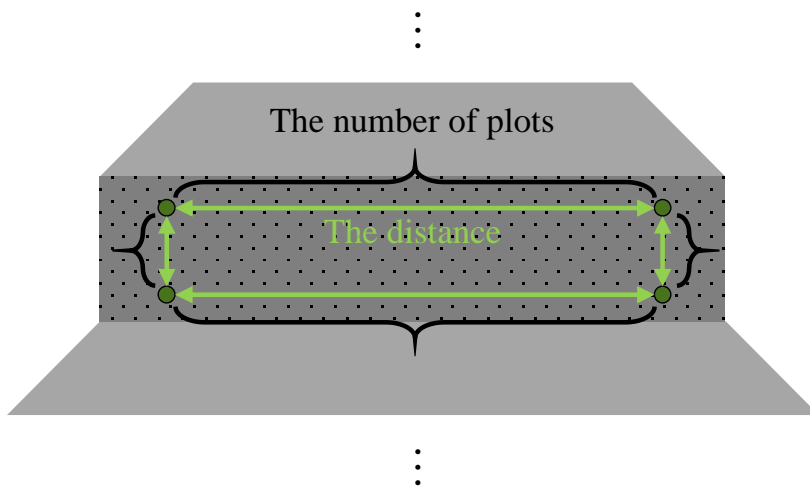


Figure 4.56 Image of resolution calculation.

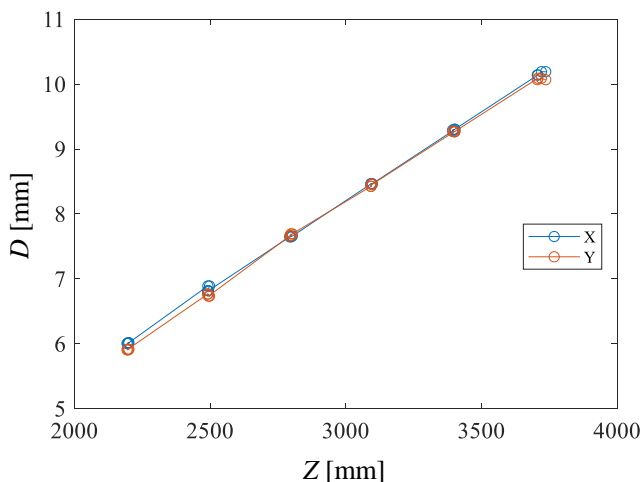


Figure 4.57 The relation between resolution and distance from the Kinect v2.

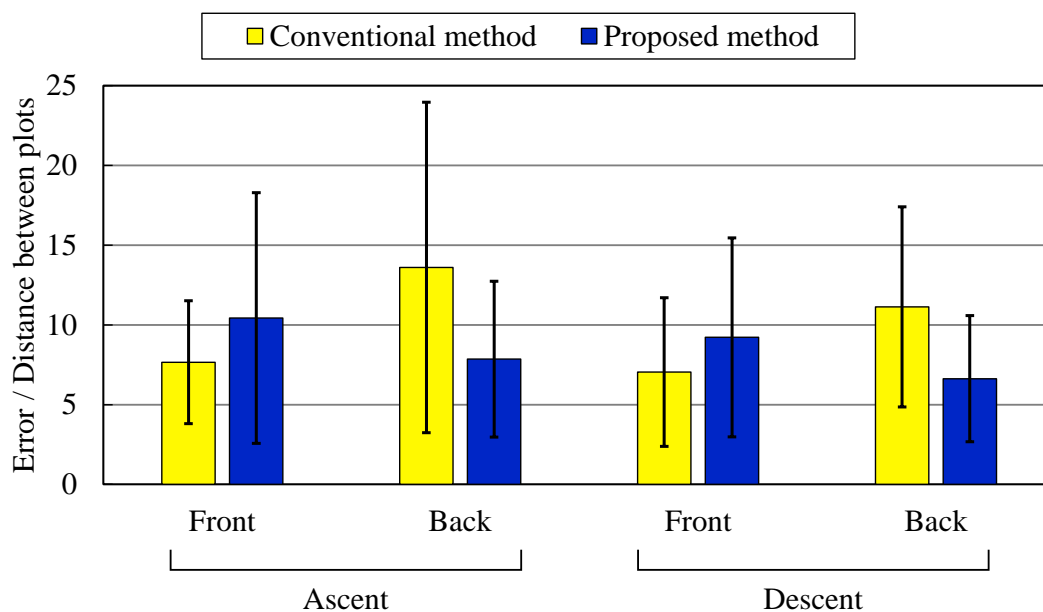


Figure 4.58 Comparison of the depth data captured from the front and the back of the subjects: Normalized 3D error of knee joint positions estimated by the proposed method compared with those estimated by the conventional method during ascending and descending.

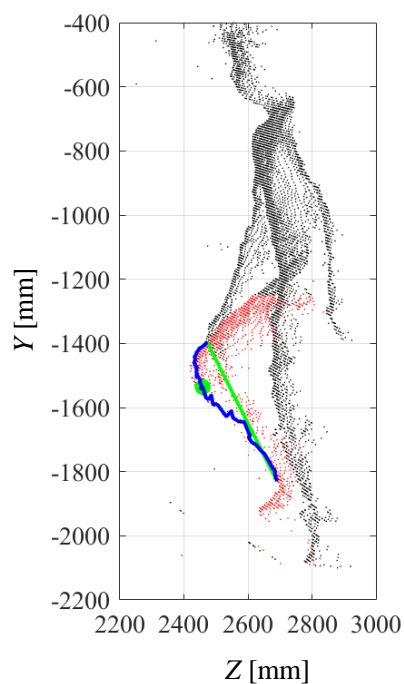


Figure 4.59 Comparison of results during ascent captured from the front and the back: Estimated knee joint position (the green dot), the representative plots (the blue dots), the straight line (the green line), and the leg area (the red dots) during ascent captured by the upper Kinect v2.

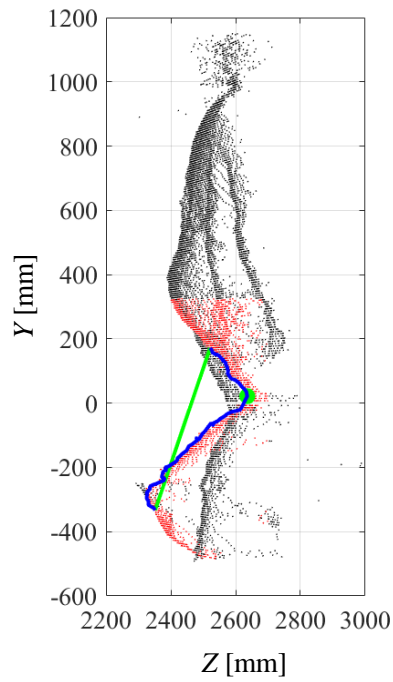


Figure 4.60 Comparison of results during ascent captured from the front and the back: Estimated knee joint position (the green dot), the representative plots (the blue dots), the straight line (the green line), and the leg area (the red dots) during ascent captured by the lower Kinect v2.

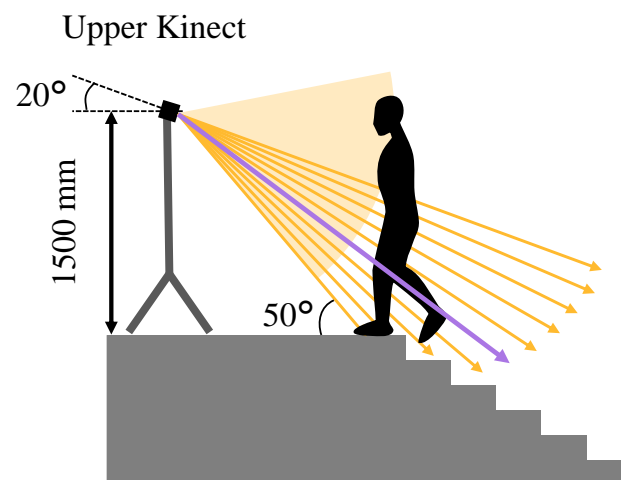


Figure 4.61 The location giving the lowest density of plots of the shins in the case of the upper Kinect v2.

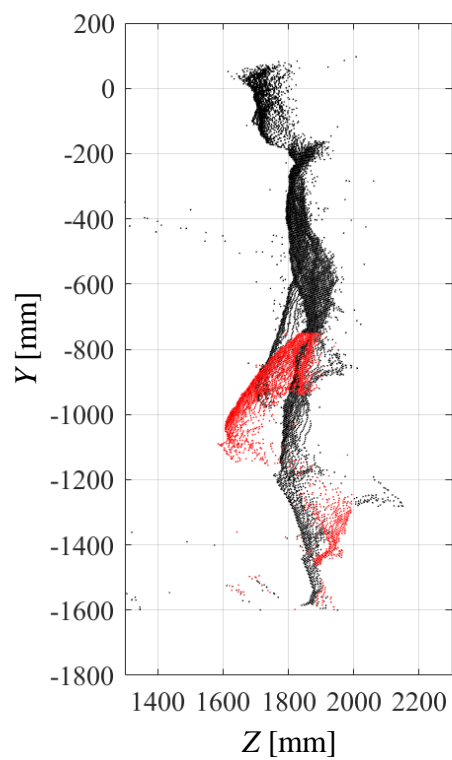


Figure 4.62 An example of low-density plots of the shin during ascending captured by the upper Kinect v2.

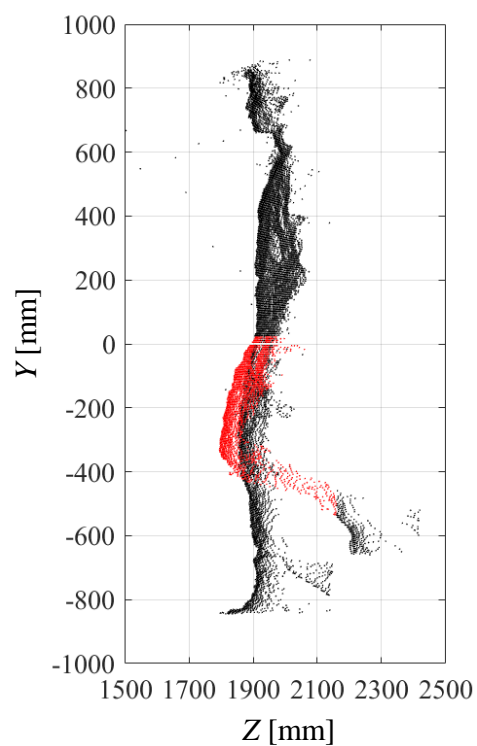


Figure 4.63 An example of low-density plots of the shin during descending captured by the lower Kinect v2.

4.3.8 住宅計画におけるロボットによる階段歩行計測の限界

精度検証実験ではロボットを用いず三脚に Kinect v2 を固定していたが、提案手法においてはセンサがロボットに搭載されることを想定している。本項ではロボットに Kinect v2 を搭載した際の階段歩行中の深度データ取得における適切なロボットの配置について考察する。

住宅内における階段の踏面 (run length)、蹴上 (riser height)、および幅 (width of staircase) の寸法は各国の建築基準によって規定されている。例として日本、アメリカ合衆国、オーストラリア、イギリスにおける各パラメタの規定とその寸法における階段の勾配を Table 4.4 に示し、それぞれの指す位置を Figure 4.64 に示した。一段の奥行を示す踏面は短いほど転倒リスクが高いことがわかっており [98]、主に最小値が規定されている。蹴上は一段の高さを示しており、高いほど階段歩行時の運動負荷が大きくなるため主に最大値が定められている。階段の幅は最小値が決められているが国によっては規定されておらず、代わりに階段上および階段下における階段から壁までの距離 (Landing) の最小値が定められている。ロボットによる計測のためには階下および階上におけるロボットの配置を決める上で後者が重要である。日本では建築基準法施行令 2.3 節の第 23 条によって、踏面 150 mm 以上、蹴上 230 mm 以下、幅 750 mm 以上と定められている。Table 4.4 から各国の規定がそれぞれ異なっていることがわかるが、中でも日本は他国と比較して最も勾配が急な設計を許容している。

以上の規定を踏まえてロボットの階上および階下への配置を考察する。まずは簡単のため実験で用いたような踊り場や折れ、折り返しのない直階段を想定する。居住者の背後から階段歩行を観察する場合、前述のとおり昇段を階下にいるロボットが、降段を階上にいるロボットが主に計測する。昇段時の階下のロボットによる階段歩行計測の様子を Figure 4.65 に示す。緑色で示した範囲が Kinect v2 の深度センサで取得可能な範囲である。このとき階高を 2500 mm、踏面、蹴上および階段から壁までの距離の寸法を日本の建築基準法の基準値としたところ 11 段となった。また居住者の身長を 1700 mm とした。階段歩行を検討する上では、勾配が大きいほど通常の歩行時と異なる環境となるため、設計可能な範囲におけるもっともシビアなケースである。Figure 4.65 より、750 mm の階段下スペースに奥行 320 mm の e-bioTβ を配置すると、1 段目および 2 段目は居住者が Kinect v2 の深度センサ取得範囲である 500 mm よりも手前で歩行しているため Kinect v2 の仰角によらず深度データを取得することができないが、3 段目以降は仰角 45°で最後の段まで全身の歩行データを取得可能であることがわかる。Figure 4.65 に示したのは最も勾配が急なケースであるので、ほとんどの住宅ではこれよりも緩やかな勾配であると言え、仰角は 45°よりも小さい状態で計測される。2.2 節で述べた通り通常の歩行時における Kinect v2 の仰角は 10°であるため、角度調整用のモータを搭載し、シチュエーションに応じて仰角を調整する必要がある。階段から壁までの距離 750 mm は最小値であるため、計画によっては 1 段目から計測可能である。前述の通り

全身のデータを取得するためには Kinect v2 と居住者の距離を約 1500 mm 以上にする必要がある。そのため昇段開始からデータ取得可能な設計では、階段から壁までの距離が 1500 mm と e-bioTβ の奥行 320 mm を足した 1820 mm 以上である必要がある。

降段においては、階段の勾配が急なほど、また下段ほど立脚期の足部が階段の死角に入ってしまうため計測が難しい。Figure 4.66 に Figure 4.65 と同様の階段における降段時のロボットの配置とデータ取得可能範囲を示している。このとき仰角を -36° としている。Figure 4.66 に示したように全身のデータが取得可能なのは 6 段目以降であるが、立脚期の踵位置までは取得できていないことがわかる。階上に配置した e-bioTβ から降段を観察する際に重要となるのは、Kinect v2 から段鼻（各段のエッジ）を結ぶ直線の角度 ψ である。各段における ψ は階段までの距離 s 、Kinect v2 の仰角、および階段の勾配によって決まる。 n 段目における ψ を ψ_n とおくと、 ψ_1 が階段の勾配よりも大きい場合は ψ_1 が最も大きくなり、下段ほど ψ_n は小さくなる。Figure 4.67 に示すようにそもそも ψ_1 が階段の勾配よりも小さい場合は足部の深度データを取得することはできず、2 段目以降の段鼻も死角に入るため ψ_2 以降を出すことはできない。よって、まず ψ_1 が階段の勾配よりも大きくなるように s を調節する必要がある。極端な例として e-bioTβ を階段の直前に配置することで s を 0 とし、仰角を -90° とした場合、センサからの距離が 500 mm 以上であれば 1 段目の深度データはすべて取得可能となる。このように ψ_1 を大きくするためには s と仰角を小さくすればよい。Figure 4.66 に示す例では、1 から 3 段目のデータを取得するために e-bioTβ の位置を後ろに下げ s を大きくとってしまうと ψ_1 が小さくなるため、より足部のデータ取得範囲が狭まる。 s を 0 とすると ψ_1 が大きくなり、足部データを取得するために有効である。ロボットが移動できることを利用して階段の設計に合わせてより多くのデータ取得が可能となるように、住宅毎の階段の設計に応じて動作を調整する必要がある。

簡単のため直階段を例に挙げたが、実際の住宅計画ではかね折れ階段や回り階段、折り返し階段など、途中で方向転換がある階段が採用されるケースもある。例えば Figure 4.68 に示すような回り階段の場合、直線となるのは昇段降段共に最初の 5 段目までであり、6 段目以降は方向転換のため後ろ姿の深度データを取得することはできない。よって Figure 4.66 の配置の場合は全身データを取得できないうちに方向転換してしまうことになる。このように階段の段数が少ない場合には 1 段目から取得できることが好ましいため、 s を 500 mm 以上確保する必要があると言える。

ここまでセンサの地上からの高さを固定として検討したが、 s の確保が難しい場合や階段の勾配が急な場合はセンサの高さを可変とすることが有用である。センサの高さが調節可能な機構を搭載するか、住宅の設計に合わせて e-bioTβ の高さを変えてもよい。もしくは、遊脚期の深度データや関節位置データを用いて立脚期の足部データを補間することで取得データの欠損を補うことも有用である。

Figure 4.68 に示すような回り階段の場合は上段 5 段分の階段歩行データを階上の e-bioTβ が取得し、下段 5 段分の階段歩行データを階下の e-bioTβ が取得する。提案手法では方向転

換が行われる中段 3 段および螺旋階段における歩行パラメタ推定は不可能、もしくは精度が保証されない。一方で、提案手法では背景プロットの除去を行うため、階段の形状（蹴込透かし階段、側桁階段、ささら桁階段、力桁階段、箱階段など）によらず歩行パラメタ推定が可能である。

センサの高さや角度、位置の調節により全身の深度データが取得された場合は概ね第3章で述べた歩行パラメタ推定が可能であり、4.3 節で述べてきた精度が保証される。注意すべき点は 4.3.7 項で述べた下肢の角度がセンサの赤外線光線の角度と一致した場合にプロットデータが著しく下がってしまうことである。これは階段の設計に対する居住者の歩容に依存するため、一概に最適値を決定することは難しく、その都度調整が必要である。

Table 4.4 Provisions of staircase dimensions in each country.

Name	Minimum (maximum) run length [mm]	Maximum (minimum) riser height [mm]	Slope of stairs [°]	Minimum width of staircase (landing) [mm]
Building Standard Law (Japan) [99]	150	230	56.9	750
International Residential Code (US) [100]	254	196	37.7	914
Building code of Australia [101]	240 (355)	190 (115)	38.4 (18.0)	(750)
Building regulation in England (UK) [102]	220 (300)	220 (150)	45.0 (26.6)	900

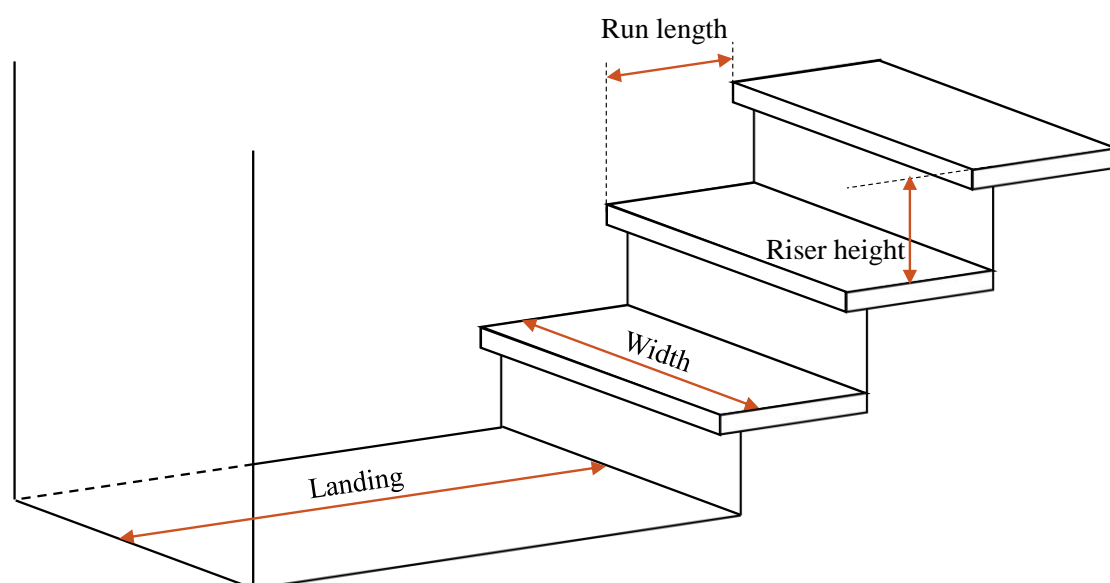


Figure 4.64 The parameters of stairs.

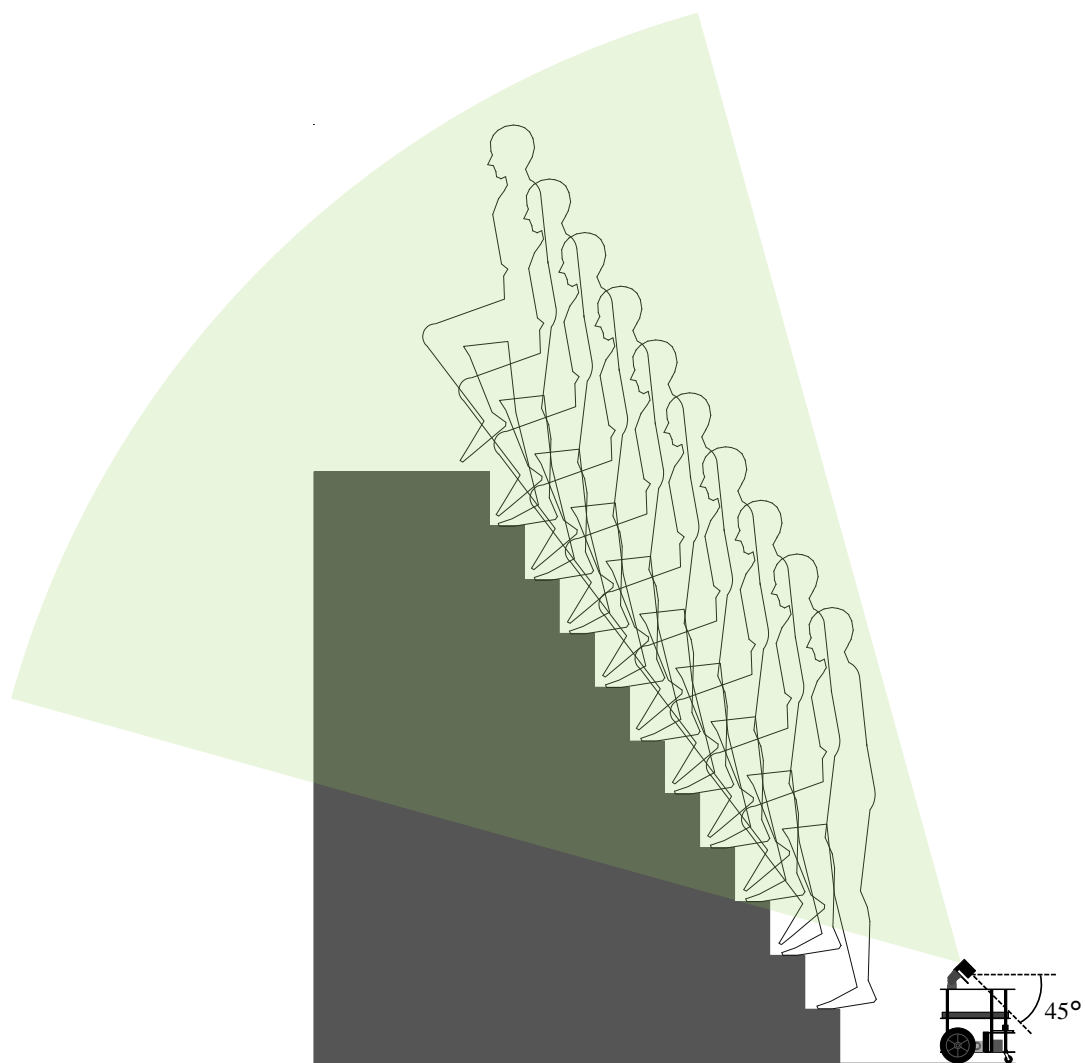


Figure 4.65 Simulation of stair ascending parameter acquisition.

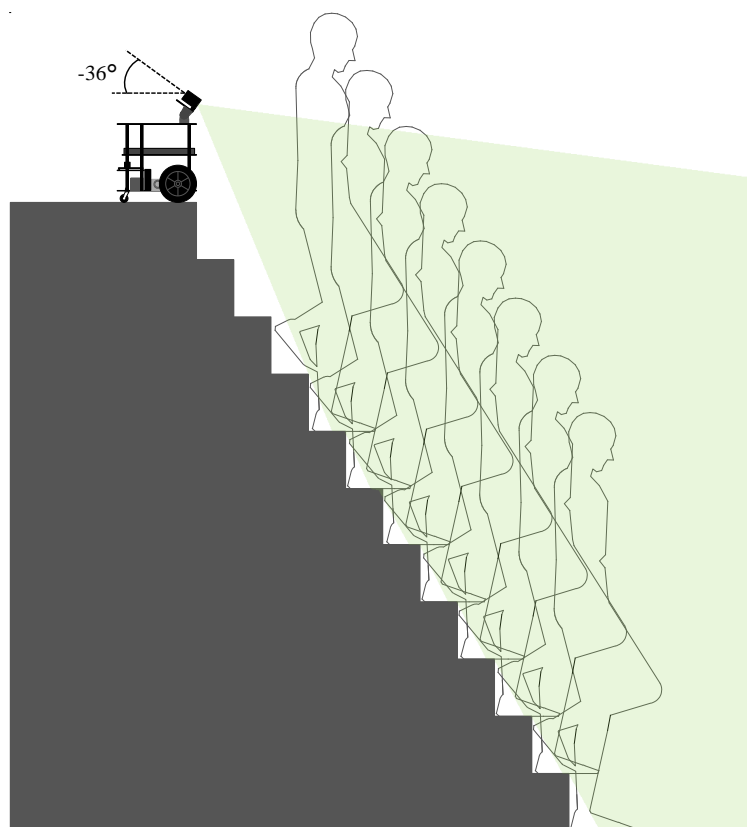


Figure 4.66 Simulation of stair descending parameter acquisition.

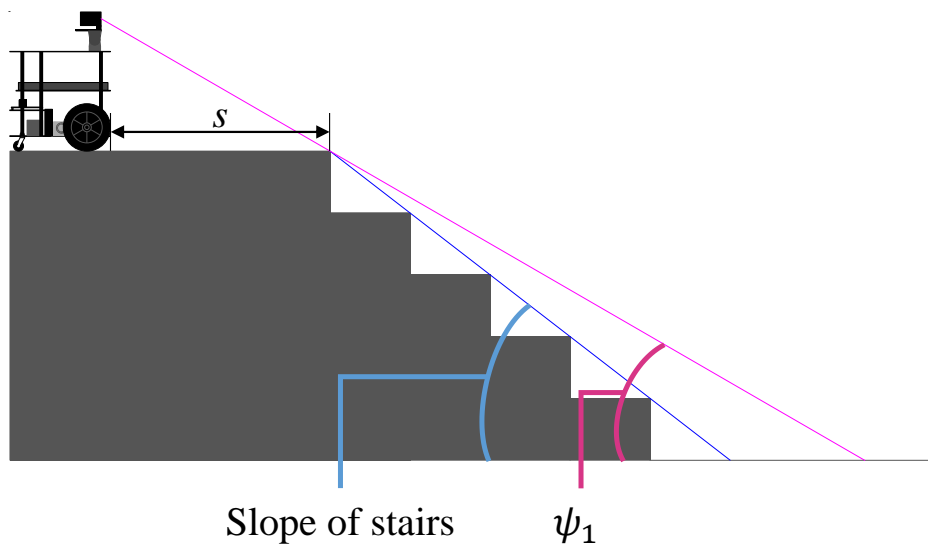


Figure 4.67 Definitions of components of the staircase

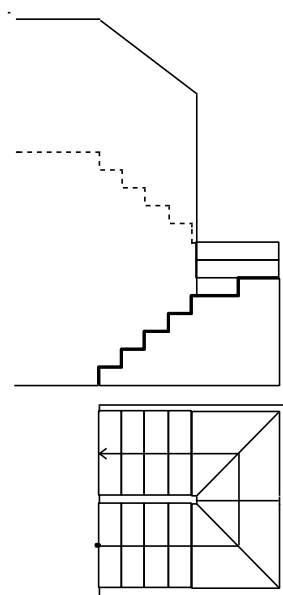


Figure 4.68 An example of continuous stairway (180° change in direction)

4.4 居住空間での歩行パラメタ推定手法の有用性検証

4.2 節および 4.3 節での精度検証とは異なり、本節では居住空間における提案手法の有用性を検証する。居住空間内での自由経路歩行を対象に提案手法を適用し、居住空間内で歩行計測を行う上での制約条件や課題の抽出を目的とした。なお本節では、精度検証を目的としておらず関節位置推定の可否に着目したため、膝関節位置をもとに推定される踵位置および股関節代替位置は推定せず、膝関節位置のみを推定することとした。

4.4.1 実験概要

本実験では居住空間における自由歩行路を対象としている。Figure 4.69 に実験を行った一人暮らし用のワンルームマンションのモデルルーム一室の平面図を示す。図に示したように、ワンルームでも家具や備え付けの設備により空間が用途に依存したエリアに分割されることがわかる。例えばベッドがあるエリアは寝室、ソファがあるエリアは居間、といった具合である。この用途で区切られた空間内における歩行経路は、日常生活の習慣に基づいてある程度決まることが予想される。よって本実験においては Table 4.5 に示す 5 種類の日常生活動作を想定して、これらが行われるエリア間を結ぶ経路を対象に実験を行った。A から D までの 4 つの経路を Figure 4.70 に示す。図で数字は被験者の各経路における歩行開始地点、黒丸に囲われた数字は各経路における e-bio T β の追従開始地点であり、経路の一例を点線で描いている。

大学生および大学院生 3 名 (20 代・男性) が被験者であった。実験内容の説明後に被験者からの同意を得て実験を行った。被験者には特に経路を指定せず、Figure 4.70 で定義された A から D の経路を順に 1 回ずつ自由な速度で歩行するよう指示した。e-bio T β が追従し

ながら深度データを保存し、歩行中の膝関節位置を推定した。床に 500 mm 毎に養生テープを貼り、追隨の様子を複数台のビデオカメラで撮影することで、被験者および e-bio Tβ の軌跡と膝関節位置の推定が可能であった区間を地図上に抽出した。

Table 4.5 The assumed activities of daily living.

No.	Activities	Areas
1	Getting up	Bedroom
2	Washing the face	Bathroom
3	Cooking	Kitchen
4	Changing the clothes	W.I.C
5	Getting out	Entrance

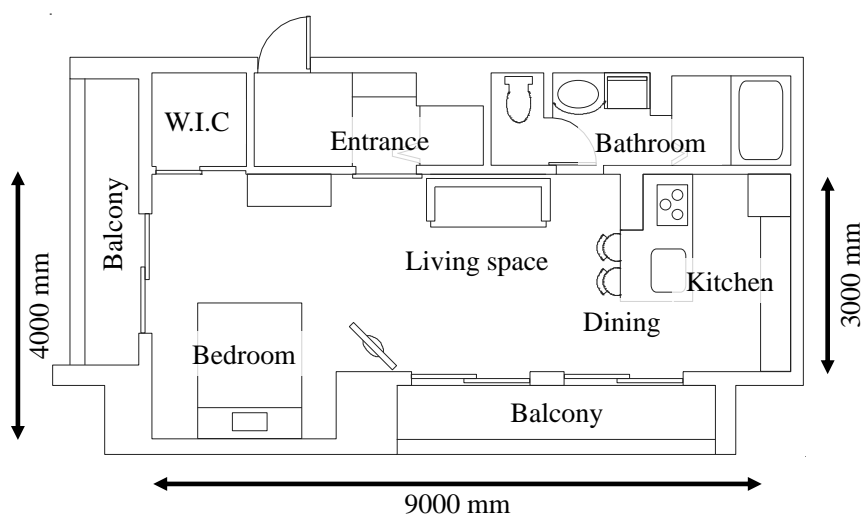


Figure 4.69 The plan of the apartment for a single household.

A : Four routes for the activities
1 : Positions of the subject to start walking
① : Positions of the “e-bio Tβ” to start following

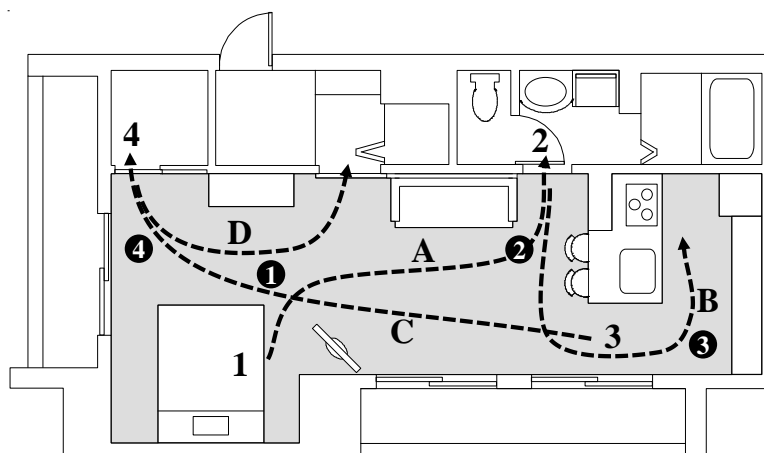


Figure 4.70 The assumed routes of subject and positions of subject and the robot for each activity listed in Table 4.5.

4.4.2 結果

のべ5台のビデオカメラで撮影された映像から、養生テープの位置に基づいて被験者およびロボットの位置を目視で抽出した。Figure 4.71 から Figure 4.74 にルート A から D までの結果を示した。桃色の線で被験者の動線を、緑色の線で歩行中に膝関節位置の推定が可能であった区間を表し、膝関節位置の推定開始時の e-bio T β の位置を緑色の楕円で、終了時の位置を桃色の楕円でそれぞれ示している。また各図に描かれる格子は実験時に床に貼った養生テープを表し、ひとマスが 500 mm 四方のスケールとなっている。Figure 4.71 から Figure 4.74 に示したルートの距離を印刷した紙面上で巻き尺を用いて計測したところ Table 4.6 に示す結果が得られた。Table 4.6 には各ルートにおける3名の被験者が歩行した各ルートの総距離の平均、膝関節位置の推定が可能であった距離の平均、およびその総距離に対する割合を示し、それぞれのルートの平均の和を最下段に示している。

Table 4.6 The distance of each route and the section the knee joint position was estimated.

Route	Average of total distance which each subject walked [mm]	Average of distance where the knee joint position was estimated [mm]	The rate of the distance where the knee joint position was estimated to the total distance [%]
A	5780	2320	40.1
B	5260	1910	36.3
C	7780	7000	90.0
D	4600	1320	28.6
Total	23420	12550	53.6

— : The trajectories of all subjects
 — : The sections where the knee joint positions of the subjects were estimated
 ● : The positions of “e-bio T β ” when knee joint position estimation starts
 ● : The positions of “e-bio T β ” when knee joint position estimation ends

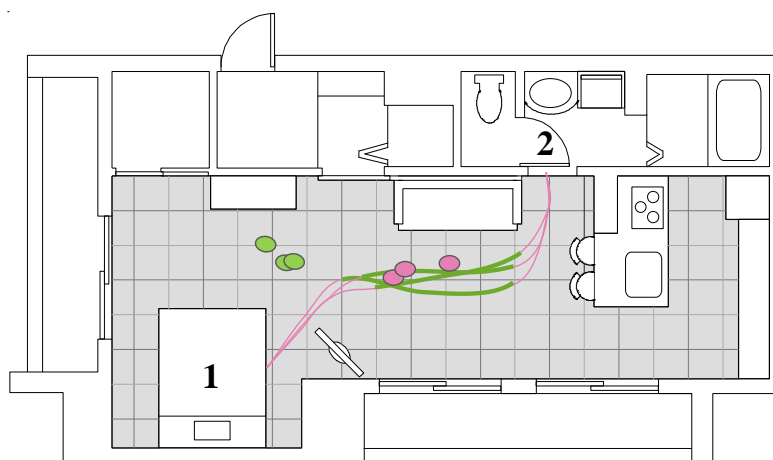


Figure 4.71 The result of knee joint position estimation during walking on route A.

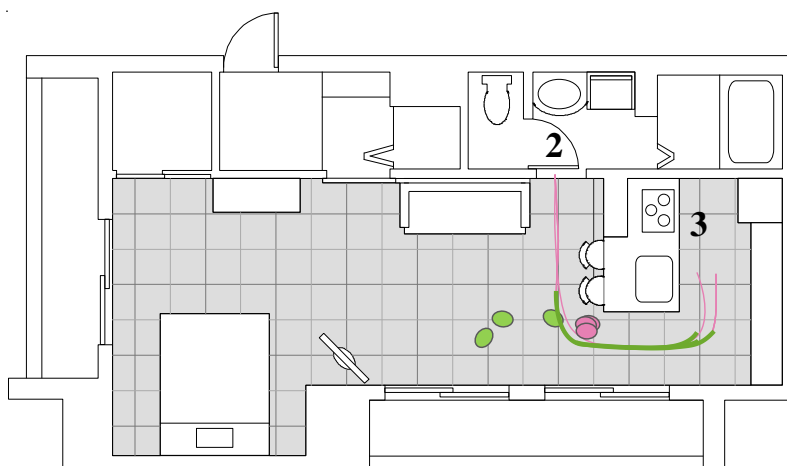


Figure 4.72 The result of knee joint position estimation during walking on route B.

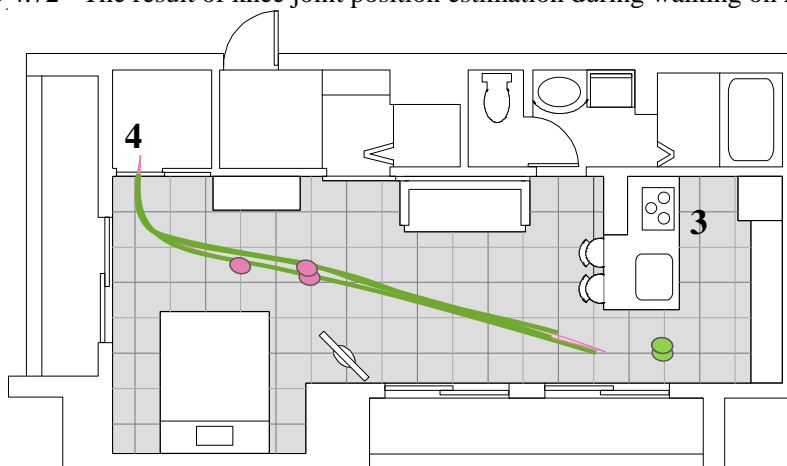


Figure 4.73 The result of knee joint position estimation during walking on route C.

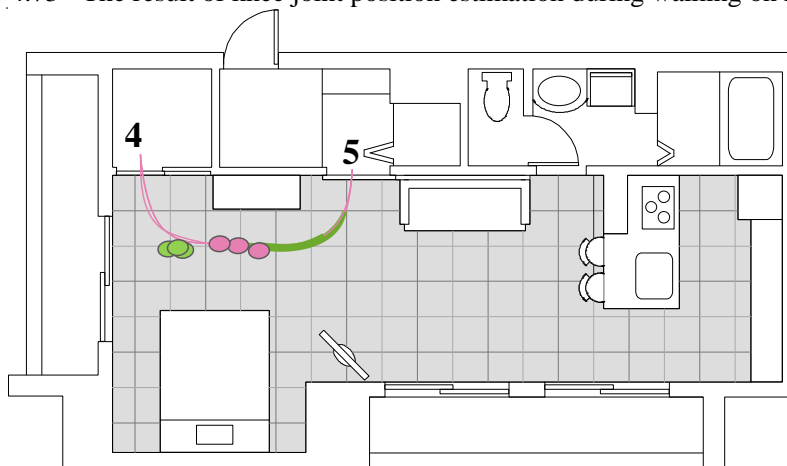


Figure 4.74 The result of knee joint position estimation during walking on route D.

4.4.3 考察

提案手法では e-bio T β が追従しながら歩行中の測定対象者の深度データを取得するため、提案手法は深度データが真後ろから取得されていることを前提としている。よって経路中に直線が多いルート C では、Figure 4.73 に示すように経路の大部分において膝関節位置の

推定が可能であった。これに対し、ルート A、B、および D では歩行開始時点で e-bio Tβ と被験者が向かい合っていたため、被験者の歩行開始直後の数歩分の膝関節位置が推定されなかった。また Figure 4.71、Figure 4.72 および Figure 4.74 より、ルート A、B、および D の終盤では被験者が角を曲がる際にも膝関節位置が推定されなかった。いずれも身体の向きが変わる際に推定が中断した。

この結果は Table 4.6 から確認できる。被験者の歩行の総距離に対する膝関節位置推定が可能であった距離の割合の平均は、ルート C で 90.0 % と最も高く、続いてルート A の 40.1 %、ルート B の 36.3 %、最も低かったのはルート D で 28.6 % であった。ルート A からルート D までの合計に対する割合は 53.6 % であり、23420 mm 中 12550 mm 計測可能であった。例えば 1.2.2 項で述べた高齢者の一日の平均宅内移動距離が約 900 から 1200 m であることを踏まえると、提案手法により一日に 480 m から 640 m 分の歩行データが取得可能ということになる。歩行テストでは計測事項や計測時間が限られており、10 m 歩行時の歩行速度などを計測する 10 m 歩行テストでは 10 m[103]、6MWT でも一回に平均 650 m 前後であるため[104]、一日で 500 m 程の歩行データを取得できる点において本手法は有用であると言える。曲がり角で膝関節位置の推定ができないなどの制限がある現状においても、毎日の計測を継続することで膨大な歩行データを蓄積できる。

向かい合った状態から始まる追従や方向転換を伴う経路において、e-bio Tβ が被験者の背後を常に追従するのは不可能である。向きによらない歩行パラメータ推定を行うためには、3.5.5 項で矢状面において代表点の始点と終点を結ぶ直線との距離が最大となる点を抽出していたが、これを 3 次元上で計算することが有効である。これによって必ずしも真後ろから得られた深度データではなくても、膝関節位置の抽出が可能となる。また被験者の全身の深度データをあらかじめ保存しておき、被験者の身体の向きを把握することで、方向転換によって脚部の深度データが欠損した場合でも、追従対象者の身体の向きに合わせて欠損したデータを補間することによって、膝関節位置の推定が可能となる。また、ロボットがただ被験者との距離を一定に保って追従するのではなく、欠損データを最小限に抑えるように経路を予測しながら適切に移動することも有効である。動くセンサとして利用できるロボットを活用した深度データ取得方法の検討が望ましい。

実験では出発地および目的地のみを指定したが、被験者の属性が限定的であったためか動線にばらつきが見られなかった。今後は幅広い年齢層の被験者を対象として、自由経路歩行における提案手法の有用性検証を行う必要がある。

なお、提案手法は居住者の背後から深度データを取得できれば推定が可能のため、一度居住者を見失っても再度発見することで再び歩行パラメータ推定を行うことができる。しかし、今回実験を行ったルート A、B、および D では被験者が死角に入ったままルートが終了したため、復帰するケースはなかった。

4.5 結言

本章では第2章および第3章で述べた下肢関節位置および角度推定手法の精度検証および有用性検証について述べた。居住空間での歩行を想定した直線歩行、階段歩行、および自由経路歩行を対象に提案手法の有用性を検証した。

直線歩行および階段歩行においては提案手法による推定値および従来手法とした Kinect v2 の骨格追跡機能による推定値の精度を、三次元動作解析装置である VICON の計測結果を参照値として比較した。その結果、直線歩行において、いずれの関節位置および関節角度においても従来手法を上回る精度で推定が可能であったことを確認した。足関節角度については誤差が大きく、参照値との相関も他の関節角度と比較して弱かった。膝関節位置においては三次元ユークリッド誤差が 34.3 ± 23.5 mm であったため、臨床で要求される誤差 40 ± 20 mm を下回る結果となり、提案手法の臨床での使用可能性が示唆された。さらに膝関節角度においては、提案手法により誤差 3.9 ± 5.5 ° で推定可能であったのに対し、変形性膝関節症患者と健常者の最大膝関節角度の差が歩行速度 1.0 km/h から 4.0 km/h で 13.7° から 30.3° であったことから、疾患のスクリーニングへの応用可能性が示唆された。

階段歩行においては、昇段および降段共にいずれの関節位置においても提案手法が従来手法の誤差を下回る結果となった。関節角度においては、足関節角度を除く膝関節角度および股関節角度において、従来手法よりも高精度で推定可能であった。運動器疾患患者と健常者との間に生じた膝関節角度における有意差が提案手法の誤差を下回ったため、臨床への応用には更なる推定精度の向上が必要であると結論付けられた。また、階段昇降時の被験者の前面および背面から深度データを取得し膝関節位置の推定精度を比較したところ、昇段降段いずれにおいても背面から取得したデータによる推定精度がより高かった。

精度検証において比較対象としていた従来手法では、関節位置推定のための学習データにおいて様々な体格の被験者を用いているため、体格が異なる対象への汎用性が高いことが予想される。一方で提案手法においては、Table 4.1 および Table 4.3 に示した通り極端に体格の異なる被験者を対象とした実験を行っていないため、汎用性については確認できていない。今後多様な被験者を対象とした同様の実験を行うことが望ましい。

提案手法の自由経路歩行への適用性を調査するため、居住空間内における有用性検証実験を実施した。提案手法においては両脚の深度データが必要なため、脚同士が重なり片足が死角に入らないよう、測定対象者の真後ろから深度データを取得することが望ましい。しかし、実際の日常生活における歩行経路では間取りに依存した方向転換が多く見られ、ロボットが測定対象者の真後ろを常に追従することは不可能であり、その場合には膝関節位置が推定できなかった。よって今後は測定対象者の脚部の深度データに欠損がある際に、それを補間するアルゴリズムを加える必要がある。またロボットが適切に移動することによって欠損データを最小限に抑えるような追従手法の検討も望ましい。一方で、実験結果において4つのルート中に膝関節位置の推定が可能であった距離の割合は 53.6%、距離の合計は 12550

mmであったことから、提案手法により日常的に歩行情報を取得することで、従来の歩行テストと比較してより多くの歩行データを取得することが可能であることを確認した。

本章では提案手法の居住空間に対する適用性を明らかにした。精度検証においては特に階段歩行において疾患のスクリーニングへの利用に課題が挙げられた。しかし4.4節で述べた通り、提案手法を用いることで日々の生活における歩行データが取得可能となり、これは従来の歩行テストにおける計測データと比較して圧倒的に多い。よって提案手法による歩行計測を継続的且つ長期的に行うことにより、徐々に変化する値の推移の検出が可能となると考えられる。

第5章 動力学的パラメタ推定手法

第5章 動力学的パラメタ推定手法

5.1 緒言

第3章で提案した下肢関節位置および下肢関節角度推定手法により、1.2.3項で述べた3種類の歩行パラメタのうち時空間的パラメタおよび運動学的パラメタが算出可能となった。一方3つ目の歩行パラメタである動力学的パラメタは身体の内部に生じる力を表すものである。すなわち、表現型として生じる身体の異変を表すのが前者の2種類のパラメタであるとする、その原因を表すのが動力学的パラメタである。動力学的パラメタまで提示することで、運動器に生じた問題に対し根本的な対策を立てることが可能となると言える。例えば「徐々に歩幅が短くなっている」という指摘を受けたとき、なぜ歩幅が短くなったのかという原因がわからなければ具体的な対策を明確に示すことができない。動力学的パラメタが得られることで「この部位の動きが縮小しており、歩幅が短くなっている」というように症状が生じた原因の提示が可能となり、より具体的な対策を取ることが可能となる。

動作による身体の各部位への負荷は筋力や筋活動量、関節モーメントなどにより評価される[105][106]。従来の人体のモデル化手法では剛体リンクモデル、筋力学モデル、および筋骨格幾何学モデルをサブシステムとした筋骨格モデルが多く提案されており[107]、下半身のみのモデル[108]や全身モデル[109]などがある。また、解剖実験に基づく筋骨格の詳細なモデルにより各筋の筋力を推定可能な筋骨格モデルソフトウェアを用いることで、全身の筋一つひとつに働く筋力が推定可能となる[110]。しかし推定される情報量が膨大であること、および計算コストがかかるため、日常的な利用には向かない。

個々の筋活動を知るためには詳細なモデルが必要であるが、関節モーメントは部位ごとの筋活動を反映しており[111]、身体の各関節におけるモーメントは部位ごとの筋の作用を定量化できるため[112]、本論文では動力学的パラメタとして関節モーメントに着目する。下肢関節モーメントが転倒や疾患のスクリーニングに有用なパラメタであることは Table 1.1 に示した通りである。

本研究では動力学的パラメタ推定の第一ステップとして、下肢関節の中でもヒンジとして扱うことのできる膝関節を取り上げ、屈曲伸展方向における膝関節モーメントの推定手法を提案する。前述の筋骨格モデルソフトウェアや第4章で用いた三次元動作解析装置の解析ソフトウェアでは、一般に剛体リンクモデルに基づいて膝関節モーメントを算出する。このとき床反力計などを用いて外力データをモデルに入力する必要があるが、第1章でも述べた通り、高価な床反力計を家中に敷き詰めることはコスト面から現実的ではない。前田らの提案する手法においては床反力計を用いずに関節間力および関節モーメントを算出しており、中でも上半身の体節を体幹体節に代替した縮約モデルでは、遊脚足部から順に運動方程式を解くことで計算を簡略化している[64]。一方で測定誤差、モデル化誤差、および微

分演算による誤差の影響により関節モーメントの推定は困難であったと結論付けている。立脚下肢の関節モーメント算出では、遊脚足部より順に運動方程式を解く過程において、それらの誤差が蓄積されたと考えられる。

そこで本章では身体の部位を取り出して独立にモデル化し解析することで、簡便に膝関節屈曲伸展モーメント（以下膝関節モーメント）を推定する手法を提案する。歩行評価において重要となる下肢の中でもヒンジに仮定が可能な膝関節を対象とすることでいくつかの仮定を設定し、従来手法よりも簡易な手法を提案する。入力には第3章で述べた運動学的パラメタ推定手法により推定可能な膝関節角度、股関節角度、および足関節角度を用いるが、本章で提案する手法の精度評価に運動学的パラメタ推定手法による誤差を影響させないため、提案手法の精度評価には三次元動作解析装置で計測した関節位置情報をもとに算出される関節角度情報を用いる。対象動作は、従来の歩行評価において一般的に評価対象とされている直線歩行における定常状態とした。

5.2 膝関節モーメントの推定手法

動力学的パラメタを計測する際には電極などの接触型デバイスを用いて直接筋力を測定する手法や、非接触型デバイスである床反力計と筋骨格モデルを用いた手法が挙げられる。接触型デバイスは日常的な使用が困難であるが、床反力計も設置の際に工事を伴ううえ、高価なセンサを居住空間の床全面に設置することは現実的ではない。また片足ずつ確実に床反力計に乗せる必要があるなどの歩行への拘束もある。先行研究では片足支持期において床反力計を用いずに関節モーメントを推定する手法が提案されている[64]。本研究では日常生活中に歩行を計測することを目的としているため、先行研究のように床反力計を用いずに動力学的パラメタを推定する手法を提案する。先行研究では遊脚足部から順に運動方程式を解く過程で、各部位における測定誤差や微分誤差が蓄積したことが推定精度を下げたと考察している[64]。

よって本研究では異なるアプローチにより各部位を独立に扱うことで入力情報を減らし、誤差の蓄積を削減することを目指す。本章で提案する手法では、膝関節角度、股関節角度、および足関節角度を入力として、たわみ角法を用いることで膝関節モーメントを推定する。

5.2.1 たわみ角法

たわみ角法は梁要素の両端節点に作用するモーメントのつり合いから不静定構造物を解く手法で、建築構造分野における手法である。提案手法に用いるたわみ角法の最も単純なモデルを Figure 5.1 に示す。 p 端および q 端のたわみ角を φ_p および φ_q 、部材の長さを l で表している。このとき両端のモーメント M_{pq} および M_{qp} は式(5.1)で表せる。

$$\begin{bmatrix} M_{pq} \\ M_{qp} \end{bmatrix} = \frac{2EI}{l} \begin{bmatrix} 2 & 1 \\ 1 & 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varphi_p \\ \varphi_q \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

ここで E はヤング率、 I は断面二次モーメントを示す。

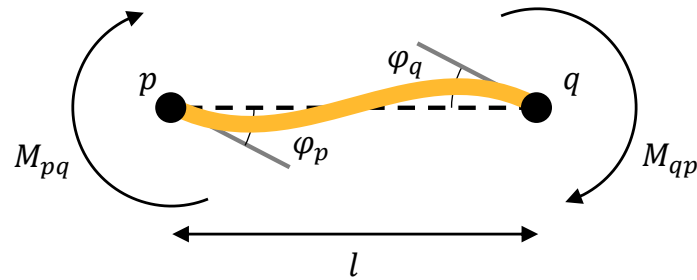


Figure 5.1 A simple model of the slope deflection method.

5.2.2 下肢モデルへのたわみ角法の適用

Figure 5.2 に示す 3 質点下肢モデルを作成し、膝関節角度、股関節角度、および足関節角度を入力とした膝関節モーメント推定手法を提案した。下肢モデルは Figure 5.2 に示すように、股関節、膝関節、足関節から成っており、骨や筋肉、脂肪、皮膚などを含んだモデルであるとした。また、通常の剛体リンクモデルとは異なり、関節を剛接合であると仮定している。提案手法では 5.2.1 項で述べたたわみ角法の単純モデルを適用するため、以下の 4 つを仮定し、各節点における応力は連続であるという境界条件を設けた。

仮定(1) 1 つの部材を独立した単純梁とする

仮定(2) 屈曲伸展方向のみ検討する

仮定(3) EI を一定とする

仮定(4) 股関節および足関節の大腿および下腿に対するたわみ角をそれぞれの関節角の半分とする

仮定(1)および仮定(2)について述べる。仮定(1)は、第 3 章で述べた提案手法により Figure 5.2 に示す各節点の 3 次元位置が既知であることから可能となる。すなわち、ある部材を取り出したときに両端のたわみ角を入力として曲げモーメントを算出できるということである。仮定(2)は、対象とする膝関節はヒンジであると仮定することができるため成り立つ。

仮定(3)について述べる。モーメント算出の際に必要な物性値はヤング率および断面二次モーメントである。ヤング率は骨に関しては 18 GPa という値が与えられる場合があるが [113]、一つの骨の中でも値に幅をもって分布するため一意に定めることが困難であるとされている [114]。提案モデルで示した梁部材は骨や筋肉、脂肪、皮膚などを含んでいるため、ヤング率を一意に決めることは難しい。断面二次モーメント I は断面形状が正方形の場合、部材中心軸に関して、梁断面の一辺の長さ d を用いた以下の式(5.2)で求まる。

$$I = \frac{d^4}{12} \quad (5.2)$$

また男性の大腿骨の骨体中央矢状径の平均値は 26.7 mm であるとされている [115]。しかし、大腿および下腿の断面は人によって、また同じ人においても体型の変化などによって変化し、さらに断面形状は部位の中でも一定ではないため、ヤング率と同様に一意に求めること

は困難である。式(5.1)よりこれらの物性値の積 EI は、モーメントの振幅に影響する。よって推定値の振幅を参照値の振幅に合うようにチューニングする過程において、 EI を一定であると仮定したときに取り得る値について考察することとする。

仮定(4)について述べる。Figure 5.3 にたわみ角法を適用する際のモデルを示す。股関節、膝関節、足関節の3つの節点をそれぞれ a 、 b 、 c とした。すなわち、梁 ab は大腿部を、梁 bc は下腿部を表している。それぞれの節点における各部材のたわみ角を φ_{a1} および φ_{a2} 、 φ_{b1} および φ_{b2} 、 φ_{c1} および φ_{c2} とすると、 φ_a 、 φ_b 、および φ_c は関節角を示し、次の式(5.3)が成り立つ。

$$\begin{aligned} \varphi_{f1} + \varphi_{f2} &= \varphi_f, \\ \text{where } f &= a, b, c. \end{aligned} \quad (5.3)$$

この時、節点 c の梁 bc に対するたわみ角は未知であり、本来であれば下腿に対するたわみ角を算出する必要がある。提案手法では簡単のため仮定(4)において、節点 a および節点 c の梁 ab および梁 bc に対するたわみ角を式(5.4)に示すようにそれぞれの関節角、すなわち股関節角度および足関節角度の半分とした。

$$\begin{cases} \varphi_{a2} = \frac{\varphi_a}{2} \\ \varphi_{c1} = \frac{\varphi_c}{2} \end{cases} \quad (5.4)$$

ここで梁 ab および梁 bc を別々に取り出してたわみ角法の式を立てると以下の式(5.5)および式(5.6)で表せる。

$$\begin{bmatrix} M_{ab} \\ M_{ba} \end{bmatrix} = \frac{2EI}{l_{ab}} \begin{bmatrix} 2 & 1 \\ 1 & 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varphi_{a2} \\ \varphi_{b1} \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$\begin{bmatrix} M_{bc} \\ M_{cb} \end{bmatrix} = \frac{2EI}{l_{bc}} \begin{bmatrix} 2 & 1 \\ 1 & 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varphi_{b2} \\ \varphi_{c1} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

また各節点におけるモーメントが連続であるという境界条件から式(5.7)が成り立つ。

$$M_{ba} = M_{bc} \quad (5.7)$$

式(5.3)から式(5.7)より、以下の式(5.8)に示すように φ_{b1} が一意に求まる。

$$\varphi_{b1} = \frac{l_{ab}l_{bc}}{2(l_{ab} + l_{ba})} \left(\frac{2\varphi_b + \varphi_{c1}}{l_{bc}} - \frac{\varphi_{a2}}{l_{ab}} \right) \quad (5.8)$$

Figure 5.4 に1歩行周期における膝関節モーメントの時間変化の一例を示す。図のように、膝関節モーメントは立脚期にピーク値と最小値を2回ずつとり、遊脚期には絶対値が小さくモーメントがほとんど生じないため、既往研究では膝関節モーメントの評価において立脚期のピーク値および最小値を用いた場合が多い[71, 72, 75, 116-124]。また、Figure 5.4 に示す2つのピーク値と最小値のうち、既往研究で評価されるのは1つ目のピーク値が主であった[72, 117-119, 121, 123]。よって本研究では評価対象を1つ目のピーク値とした。

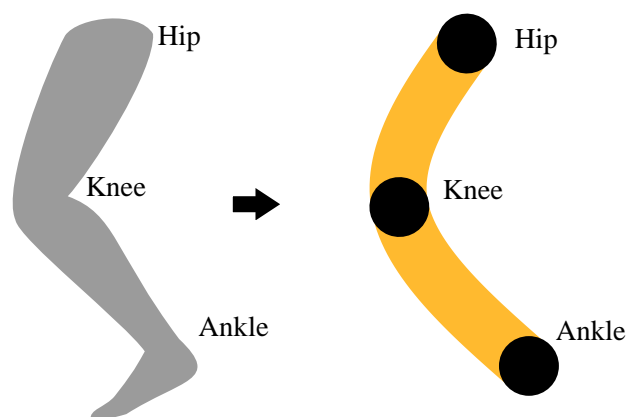


Figure 5.2 The lower limb model of the proposed method.

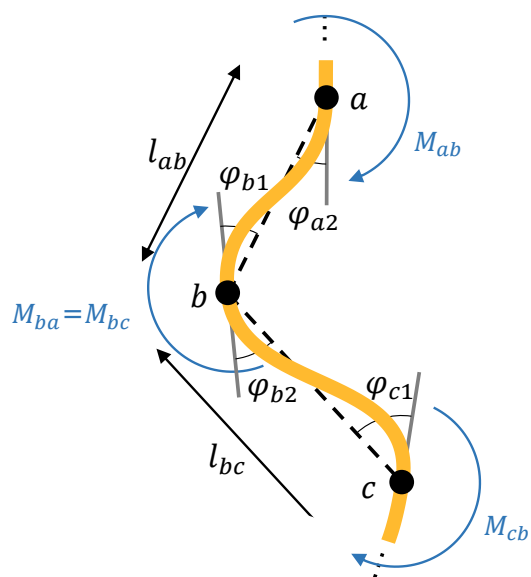


Figure 5.3 Application of the slope deflection method to thigh and shin beams.

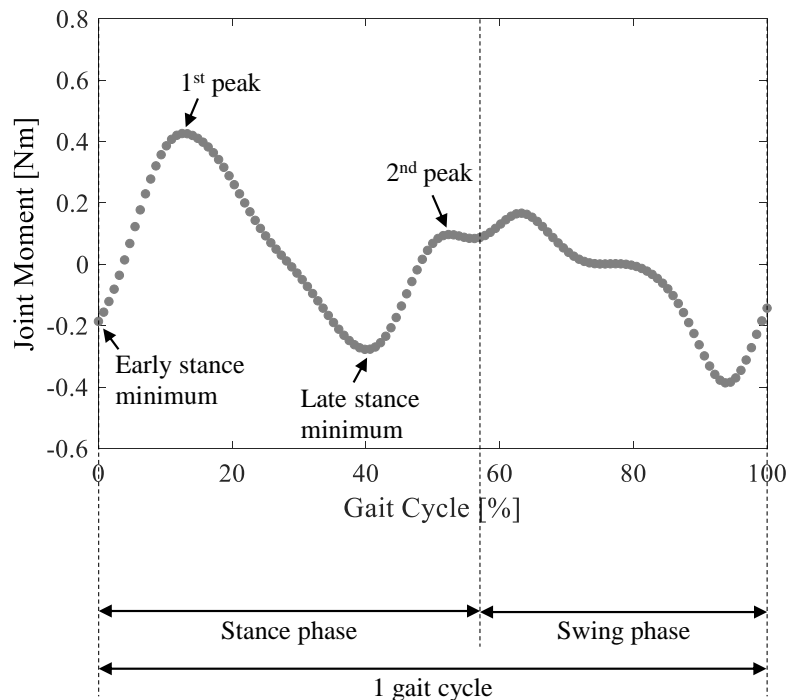


Figure 5.4 An example of knee flexion moment.

5.3 膝関節モーメント推定手法の有用性検証

5.2節で述べた膝関節モーメント推定手法の有用性を検証するため、床反力計および三次元動作解析装置による定常歩行の動作計測を行った。三次元動作解析装置によって算出される股関節角度、膝関節角度、および足関節角度を入力として、5.2節で述べた提案手法により膝関節モーメントを推定した。床反力データは提案手法では用いず、参照値を算出する際にのみ用いた。評価のための参照値には、床反力データから三次元動作解析装置によって算出された膝関節モーメントを用い、提案手法の有用性を検証した。

5.3.1 実験概要

提案する膝関節モーメント推定手法を評価するため、三次元動作解析装置および床反力計を用いた定常歩行の動作計測実験を行った。実験の様子を Figure 5.5 に示し、実験環境を Figure 5.6 に示す。三次元動作解析装置には VICON を用い、赤外線カメラ (T10[90]) 8 台によって動作計測を行った。床反力計には BP400600 (AMTI, Watertown, MA, USA) [125] を 6 枚用いた。6 枚の床反力計は Figure 5.6 に示すように被験者から見て奥行方向に 3 行 2 列に配置し、被験者は歩行開始より 2 歩目から 4 歩目に左右どちらかの床反力計を踏むよう指定された。被験者は一人当たり 6 回の歩行を行い、歩き始めの脚が左右 3 回ずつとなるよう指定された。解析では床反力データが得られる 2 歩目から 4 歩目のデータを用いたため、被験者一人当たり 18 歩分のデータとなる。

VICON の反射マーカは Plug-in Gait model [91] で指定される下半身のマーカ貼付位置 16 箇

所を含む計 34 箇所に着した。下半身においては左右の中足骨および股関節の計 4 点に追加のマーカを着したが[126]、解析には用いていない。VICON と床反力計は共に 120 Hz で計測し、VICON のモーションキャプチャソフトウェア Nexus 1.8.5 [90]により関節角度および関節モーメントを算出した。VICON による関節角度情報を入力として、提案手法によって膝関節モーメントを推定し、VICON による膝関節モーメントを参照値として評価を行った。提案手法で用いる大腿と下腿の長さ l_{ab} 、 l_{bc} はそれぞれ立位時における HIP マーカ（股関節に追加したマーカ）から KNE マーカ、KNE マーカから ANK マーカの距離とした。なお、第 2 章および第 3 章で述べた手法を用いて関節角度を推定する場合は、大腿の長さ算出に際し必要となる股関節位置の定義が異なるため、別途事前に計測が必要である。

被験者である大学院生 3 名に対し実験内容に関して同意を得たうえで実験を行った。歩行速度は特に指定せず、いずれの歩行も自由な速度で行われた。被験者の属性を Table 5.1 に示す。なおこの実験ではすべての被験者において腰骨マーカ間距離を 274 mm とした。

Table 5.1 Characteristics of the subjects for the walking experiment for knee joint moment estimation.

No	Sex	Age	Mass [kg]	Height [mm]	Leg length [mm]	Knee width [mm]	Ankle width [mm]
1	M	23	45	1657	850	87	69
2	M	23	61	1688	808	97	73
3	F	24	53	1628	858	92	56
Mean (SD)		23 (0.47)	53 (6.5)	1658 (24)	839 (22)	92 (4.1)	66 (7.3)



Figure 5.5 The walking experiment for knee joint moment estimation.

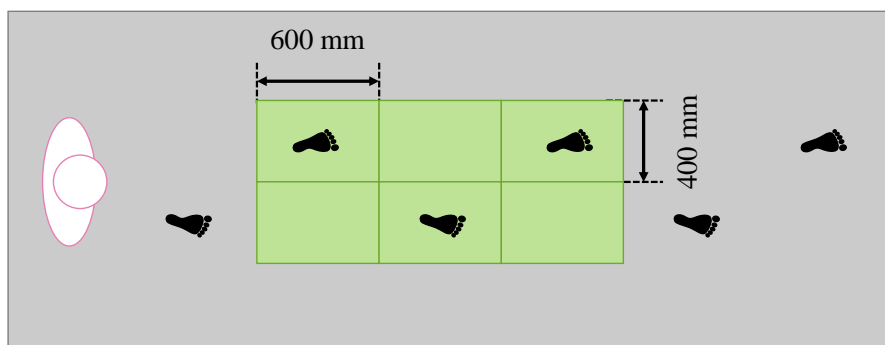


Figure 5.6 Experimental setup of the walking experiment for knee joint moment estimation.

5.3.2 評価方法

提案手法は通常の算出方法と異なり外力データを用いないため、5.2.2項で仮定(3)とした EI の値および系統誤差の処理など、係数の調整が必要となる。よって、まず係数の調整を行わずに評価可能な(1)ピーク値出現のタイミング、および参照値に対する推定値の随伴性を評価できる(2)ピアソンの相関係数を評価する。続いて係数を各被験者および各試行において調整したのち、(3)ピーク値の誤差の評価を行い、参照基準と提案手法を二人の検者とした検者間信頼性 (Inter-rater reliability) を評価することのできる(4)級内相関係数

(Intraclass correlation coefficients. 以下 ICC) の Case 2 (ICC (2,1)) を用いて、提案手法による再現性を評価する。

ピーク値出現のタイミングおよびピーク値の誤差の評価にあたり、MATLAB の 'findpeaks' 関数を用いてピークを抽出した。ピアソンの相関係数は MATLAB の 'corr' 関数で算出した。ICC (2,1)は IBM SPSS Statistics, version 25 (IBM, Armonk, NY, USA) で算出した。

5.3.3 結果と考察

Figure 5.7 に左右の床反力データの垂直方向成分を示す。床反力データでは垂直方向成分が最も大きく変動するため、Figure 5.7 に示すように歩行周期による区分が容易である。正常歩行における床反力の垂直成分は二峰性を示し、荷重応答期から立脚中期に第一のピーク、立脚終期に第二のピークを生じる[31]。初期接地から床反力が生じ始め、床反力がなくなったときに立脚期の終わりである。立脚期のうち前遊脚期の始まりと反対側の脚の初期接地が一致し、すなわちこれは観察脚の立脚終期の終わりでもある。

参照値とした VICON による膝関節モーメントには高周波ノイズが多かったため、カットオフ周波数 1/15 Hz のローパスフィルタ (2次のバターワースフィルタ) をかけ、波形から短周期成分を除去した。また推定値においても条件を揃えるため参照値と同様のフィルタによってノイズ除去を行った。左右の膝関節モーメントの推定値および参照値の一例を Figure 5.8 に示す。図で左の Y 軸は参照値の軸を、右の Y 軸は推定値の軸をそれぞれ示し、

合わせて歩行周期を示している。2つ目の最小値以降は推定値と参照値の波形が一致しないケースが多かったため、評価区間を評価対象である1つ目のピークを含む歩行周期の0%から40%とした。これは立脚終期の中盤に位置づけられる[18]。Figure 5.9 に本研究で評価対象とした歩行周期の0%から40%を抽出した結果を示す。なお、1歩目の歩行周期は1歩目の床反力データの垂直成分取得開始時刻から3歩目の取得開始時刻までとした。2歩目および3歩目の歩行周期は、それぞれの床反力データの垂直成分取得開始時刻から踵に貼付したHEEマーカのY軸座標値が極小値をとる時刻までとした。3歩目においてHEEマーカのY軸座標値が極小値をとる前にデータ取得が終了していた場合は、1歩目の歩行周期で代用した。

まずピーク値出現のタイミングの評価と参照値の推定値に対するピアソンの相関係数をFigure 5.10 および Table 5.2 に示す。これらの結果には振幅や系統誤差が影響しないため、Figure 5.8 から Figure 5.9 と同様に $EI=1 \text{ Nm}^2$ として振幅の調整を行わず、また系統誤差の削除も行わずに左右の膝関節モーメントの推定値を算出した。ピーク値出現のタイミングでは歩行周期に対する割合の差を示している。Figure 5.11 に一例を示すように、1歩行周期を100%としたときのピーク値出現時刻の割合をそれぞれ算出した値である。歩行周期に対する割合を算出することで、歩行速度の異なる試行間でピーク値出現のタイミングの差を比較することができる。Figure 5.11 の例では参照値のピークが12.50%、推定値のピークが13.28%にそれぞれ出現しており、その差は0.78%である。この時歩行周期は1.07 secであったことから、0.00832 sec、すなわち8.32 msecであったことがわかる。実際の計算では、ピーク値出現時の時刻の差分を歩行周期で除することで割合を算出した。Figure 5.10 よりピーク値のタイミングにおける参照値に対する推定値の誤差は概ね $\pm 0.02\%$ の範囲内に収まっており、RMSEは0.0150%であった。 MDC_{95} は0.0242%であったことから、これ以上のピーク値出現のタイミングのずれがあった場合は計測誤差ではない差であると言える。

ピアソンの相関係数では Table 5.2 で色がついている箇所以外はすべて0.75以上の「強い相関」を示し、また色がついている箇所においてもほとんどの結果において「中程度の相関」を示した[95]。0.46と特に値が小さかった被験者2の試行2の左脚データについては、入力データにそもそもノイズが含まれていたことが分かり、モーションキャプチャによる動作計測においてノイズが含まれたことが原因であると考察される。

次に振幅と系統誤差の調整を行った。膝関節モーメントの評価には被験者の体重で除した値や[71, 72, 75, 120, 124]、体重と身長で除した値[121-123]、体重と身長の積の単位をモーメントにそろえて除し、パーセントで表した値などが採用されているが[116-119]、本研究では体重で除した値を評価に用いた。この値に対して、仮定(3)で一定であるとしたEIを決定するため、全被験者の全試行における膝関節モーメントについて、 0.01 Nm^2 から 1.00 Nm^2 まで 0.01 Nm^2 ずつEIを変化させながら誤差を算出し、誤差が最小となるEIを試行毎に抽出した。この時各試行では参照値および推定値の平均値が等しくなるように推定値から系統誤差を減じたうえで誤差の算出を行った。被験者毎の誤差が最小となったEIの分布を

Figure 5.12 に示す。被験者毎の EI の平均と標準偏差を全被験者の結果と合わせて Table 5.3 に示す。また Table 5.3 には各被験者の歩行周期の平均と標準偏差を合わせて示している。Table 5.3 および Figure 5.12 から、被験者 1 においては EI の標準偏差が比較的小さく、被験者 2 および被験者 3 は比較的大きいことが言える。Table 5.3 に示した歩行周期の結果も同様に被験者 1 と比較して被験者 2 および被験者 3 の標準偏差が大きくなっており、各試行における歩行速度のばらつきが比較的大きかったことが EI のばらつきを増加させた可能性が指摘される。

Table 5.3 で誤差が最小となるように求めた EI を各被験者に対して一定としたときの推定値の妥当性を評価するため、Table 5.3 に示した被験者毎の EI の平均値を用いた際に生じる系統誤差のばらつきを算出した。Figure 5.13 に系統誤差の分布を被験者の左右の膝関節モーメント毎に示す。被験者 2 および被験者 3 において左右の膝関節モーメントにおける系統誤差の分布が大きく異なったため t 検定を行ったところ、 $p < 0.01$ で有意差が認められた。全体の平均値と標準偏差は 0.659 ± 0.316 Nm/kg であったが、被験者間および左右差が大きく平均値を採用できない。よって提案手法を用いるには系統誤差に関してあらかじめ床反力計を用いたキャリブレーションが必要であると考えられる。

前述の被験者毎の EI の平均値および Figure 5.13 に示した各被験者における左右それぞれ膝関節モーメントの系統誤差の平均値を用いて算出した推定値に対し、そのピーク値における参照値との誤差を算出したところ Table 5.4 に示す結果が得られた。ピーク値の誤差の全体の平均は -0.00128 Nm/kg であり、標準偏差は 0.0667 Nm/kg、RMSE は 0.0667 Nm/kg、 MDC_{95} は 0.131 Nm/kg であった。よって 0.131 Nm/kg 以上の差が得られた場合、その差は測定誤差以外の差であると言える。Weiss らによると関節リウマチ患者群は健常者群と比較して平均 0.13 Nm/kg だけ膝関節モーメントが減少したとされており [75]、これは MDC_{95} 値とほぼ一致してしまう。よって関節リウマチの症状を検知するためには推定精度の向上が望ましい。一方で変形性膝関節症においては健常者と患者の膝関節モーメントピーク値の差分が 0.19 Nm/kg であったとされており、この場合は提案手法によって両者の有意差を計測できると言える [71]。

また全体のデータに対して ICC (2,1) により再現性を評価した結果を Table 5.5 に示す。ICC (2,1) はすべてにおいて 0.81 以上となり、“almost perfect” に分類されることから、提案手法の再現性の高さが示された [127]。よって提案手法は膝関節モーメントとして膝にかかる負荷を定量評価するために利用可能であると言える。

提案手法では各被験者の左右の膝関節モーメントにおいて系統誤差の分布に差異が見られ、一定の値を用いて系統誤差を削除することができないと結論付けられた。これは、提案手法で考慮した変数が関節角から算出したたわみ角のみであるのに対し、古典的な剛体リンクモデルに基づく運動方程式から膝関節モーメントを算出する場合は床反力データの他に、各関節の角速度、角加速度、および関節間力を用いるためであると考察できる [64]。角速度や角加速度は各試行によってある程度のばらつきが想定されるため、試行毎に係数を

調整する必要がある。しかし、Figure 5.12 に示すように EI の値の分布は比較的標準偏差が小さく、被験者毎に EI を固定値とした膝関節モーメント推定の可能性が示唆された。今後は多様な被験者の歩行を対象として EI および系統誤差の値を調査することで、両者の決定要因を明らかにすることが望ましい。

Table 5.2 Pearson's correlation coefficient of estimated knee joint moment to the reference value.

Subject	Left/Right	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 4	Trial 5	Trial 6
1	Left	0.95	0.96	0.99	0.99	0.96	0.96
	Right	0.92	0.84	0.91	0.94	0.95	0.97
2	Left	0.95	0.46	0.85	0.91	0.86	0.71
	Right	0.85	0.66	0.94	0.99	0.95	0.99
3	Left	0.91	0.91	0.89	0.66	0.79	0.94
	Right	0.75	0.78	0.80	0.64	0.65	0.79

Table 5.3 EI and gait cycle of each subject's knee joint moment.

	Subject 1	Subject 2	Subject 3	All subjects
EI [Nm^2]	0.524 (0.064)	0.603 (0.171)	0.524 (0.101)	0.550 (0.126)
Gait cycle [sec]	1.06 (0.0292)	1.14 (0.0868)	1.17 (0.0798)	1.12 (0.0837)

*Mean (SD)

Table 5.4 Error of peak value of estimated knee joint moment to the reference value [Nm/kg].

Subject	Left/Right	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 4	Trial 5	Trial 6
1	Left	0.003	-0.069	0.015	-0.022	0.150	0.046
	Right	-0.022	0.099	-0.057	0.032	0.024	0.034
2	Left	-0.051	-0.148	-0.058	0.131	0.034	-0.030
	Right	-0.053	-0.109	-0.093	0.033	0.046	0.035
3	Left	0.102	0.023	0.039	0.042	-0.044	-0.115
	Right	0.009	0.070	-0.017	0.039	-0.027	-0.044

Table 5.5 ICC (2,1) of estimated knee joint moment to the reference value.

	Subject 1	Subject 2	Subject 3	All subjects
Left	0.876	0.835	0.834	0.843
Right	0.865	0.853	0.832	0.847

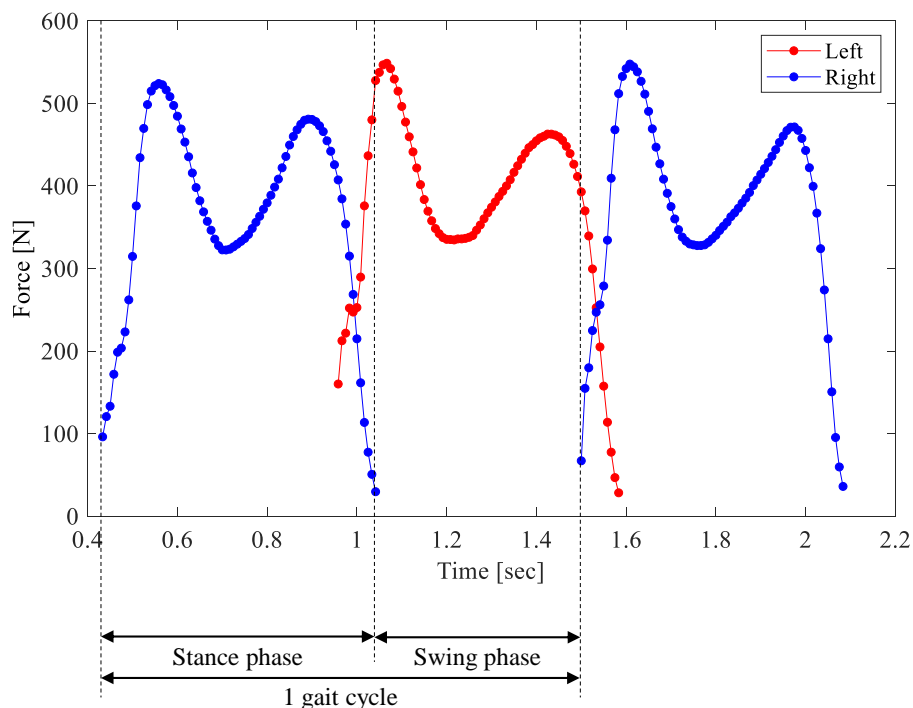


Figure 5.7 An example of the ground reaction force data during a trial.

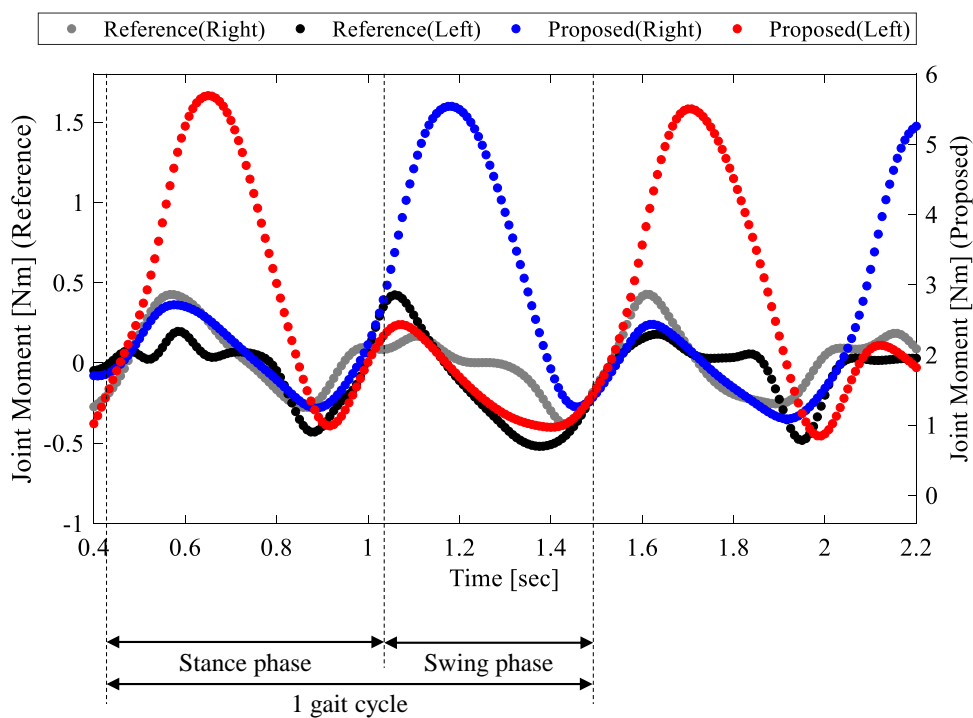


Figure 5.8 An example of the knee joint moment estimated by the proposed method and VICON.

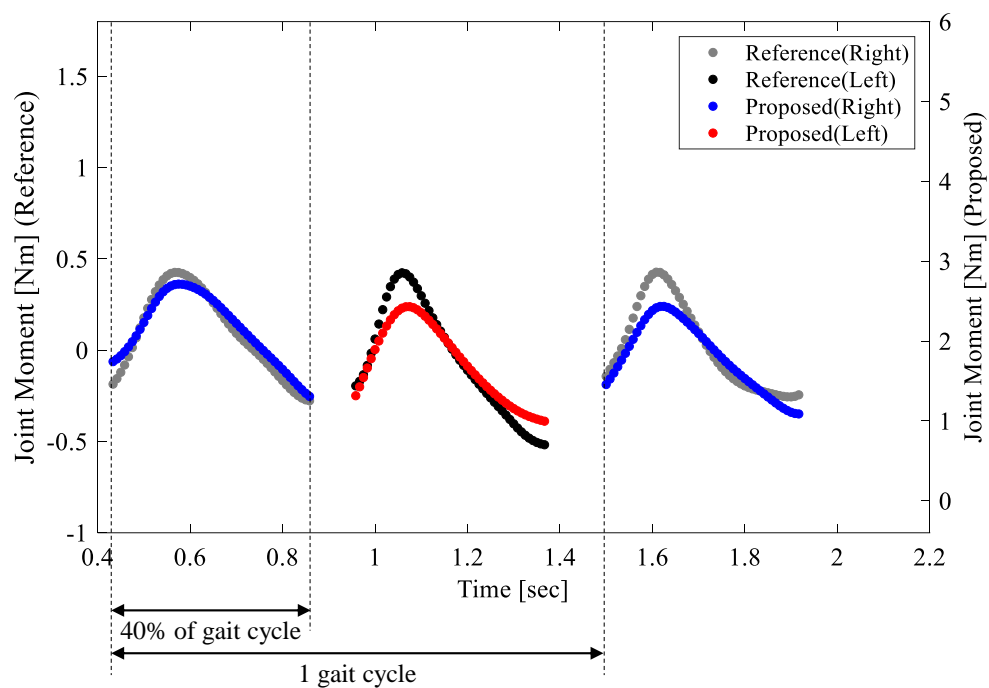


Figure 5.9 An example of the knee joint moment from IC to 2nd peak estimated by the proposed method and VICON.

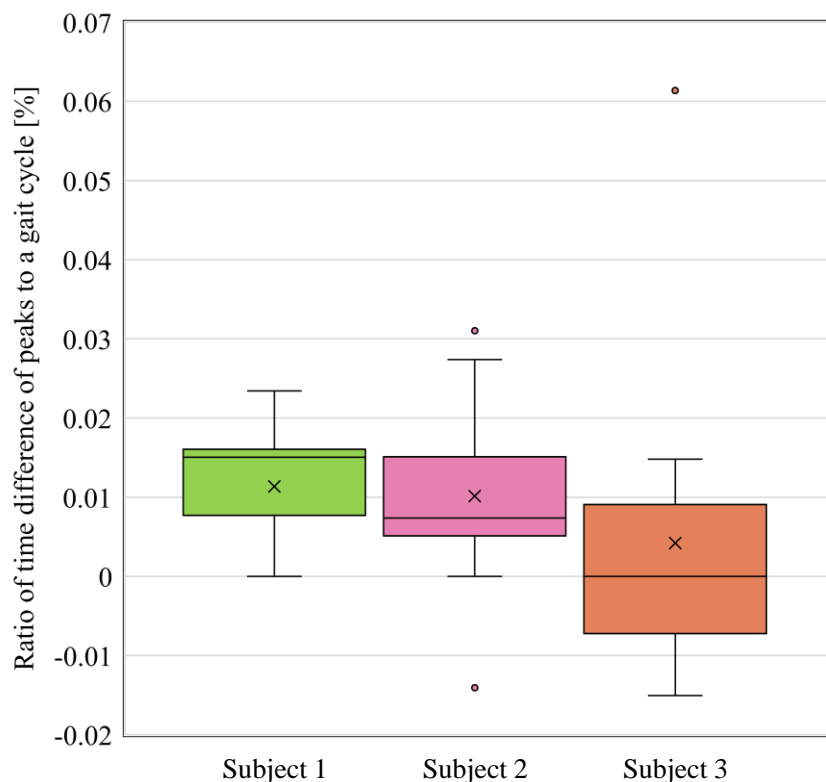


Figure 5.10 The ratio of differences between the timings of peaks of estimated knee joint moment and the reference value to a gait cycle.

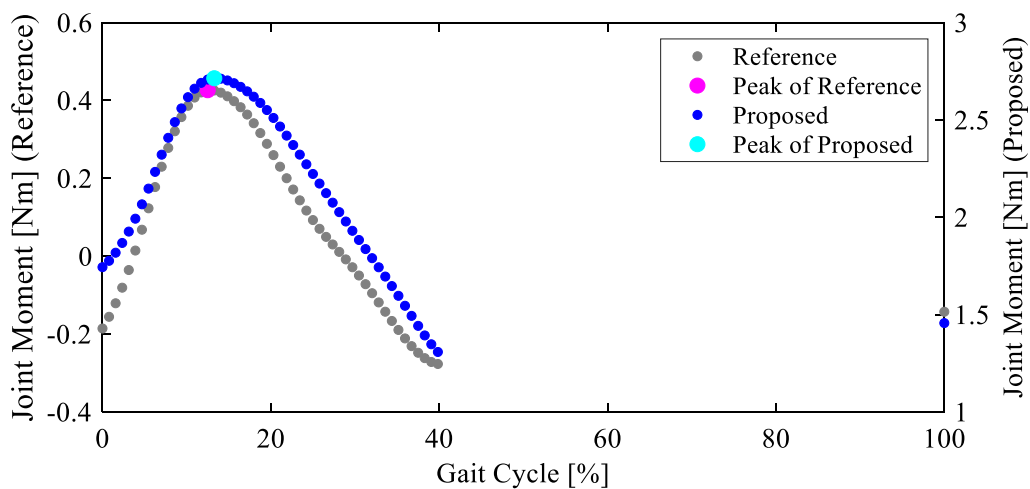


Figure 5.11 The difference between the ratio of the timing of peaks regarding one gait cycle.

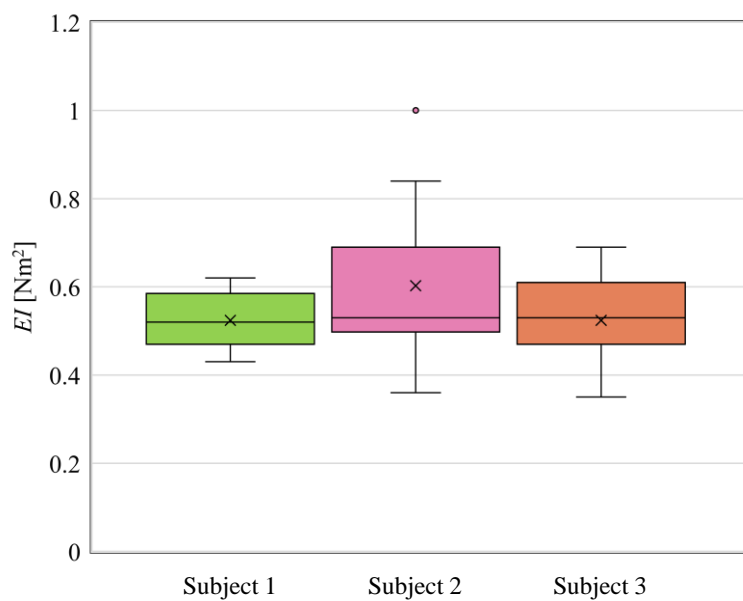


Figure 5.12 The distribution of EI value that makes the minimum error in each trial.

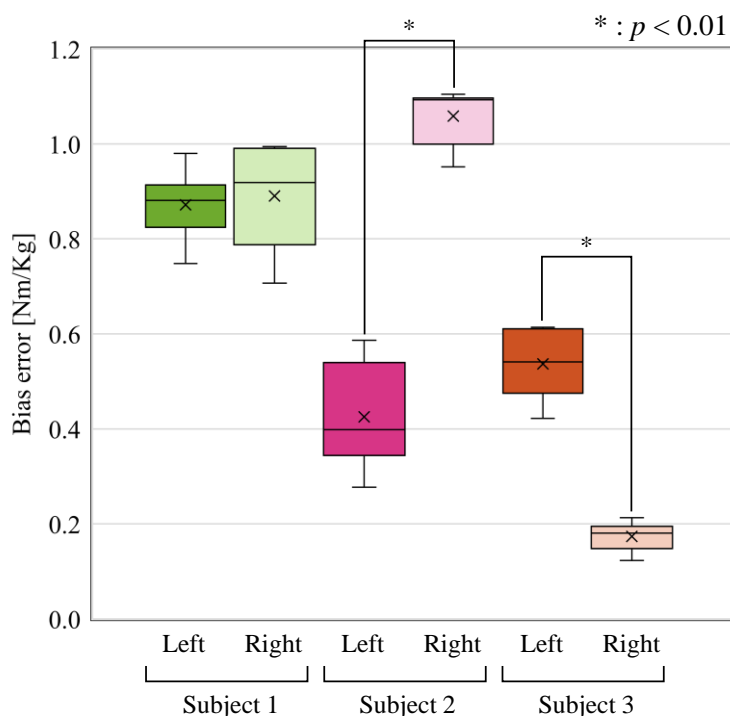


Figure 5.13 The distribution of bias error of the estimated values and the reference data.

5.4 結言

本章では動力的パラメタである膝関節屈曲伸展モーメントの推定手法について記述し、その精度を検証した。提案手法では、(1) 1つの部材を独立した単純梁とする、(2) 屈曲伸展方向のみ検討する、(3) EI を一定とする、(4) 股関節および足関節の大腿および下腿に対するたわみ角をそれぞれの関節角の半分とする、という4つの仮定をおくことでたわみ角法の最も簡単なモデルを適用し、膝関節モーメントを推定した。三次元動作解析装置で計測した定常歩行時の下肢関節角度を用いて、提案手法により膝関節モーメントを算出した。また、これを床反力計およびVICONの解析ソフトウェアによって得られた参照値と比較し、提案手法による結果と比較した。波形の形状の随伴性をピアソンの相関係数によって評価した結果、両者による膝関節モーメントの時間変化において平均的に高い相関が示され、提案モデルの有用性が示唆された。また運動器疾患リスクの評価に有用なピーク値を推定するための係数および系統誤差の検討を行った。算出した係数および系統誤差の平均値を用いて推定値を調整し、ピーク値の誤差および級内相関係数ケース2を評価したところ、ピーク値誤差では MDC_{95} が 0.131 Nm/kg 、級内相関係数ケース2ではすべての結果において 0.81 以上の高い信頼性を示し、運動器疾患検出の可能性を示唆した。

本章では、動力的パラメタ推定の第一ステップとしてヒンジに近似可能な膝関節モーメントを推定対象とした。他の部位への提案手法の適用は今後の展望としたい。日常生活での動作による身体の各部位にかかる負荷を定量的に示すことで、適切な間取りや家具などの寸法、手すりや段差の有無などの設計変更など、空間側から居住者のサポートを行うにあ

たり、より定量的な根拠を提示できる可能性がある。例えば、机上の荷物を運ぶ際の机の高さによって、腰や膝など全身の関節にかかる負荷は変化する。これは個人のプロポーションに依存するため一概に決定することはできず、万人に最適な机の高さを示すことはできない。その机の高さが調節可能であれば各高さにおいて荷物を運ぶ動作を計測し本手法を適用することで、全身に負荷を分散させるような好ましい動作を促す机の高さを知ることができる。また、階段歩行における動作計測結果に本手法を適用すれば、階段の踏面と蹴上の寸法決め根拠にもなり得る。本手法を第2章および第3章で述べた居住空間に導入可能な運動学的パラメタ推定手法と組み合わせることで、居住者に応じた家具や建築空間の寸法が提案可能となる。提案手法を用いて居住空間内における日常生活動作時の身体の各部位にかかる負荷を定量評価することで、適切な居住空間を提案する可能性を示唆した。

第6章 結論

第6章 結論

本論文の結論を述べる。本研究では、居住者の健康な生活を支援する居住システムの提案を目指し、居住空間で用いるための歩行パラメタ推定手法の提案、およびその有用性の検証を行った。本研究では健康な生活に欠かせない運動機能を評価するために有用であるとされる歩行計測に着目した。従来の歩行計測は装置の拘束性や配置の問題、使用に際し専門知識を要するなどの理由から日常的に使用することが難しく、未だ定期的な歩行評価が普及していないことが現状の課題である。地域で定期的に行われる測定会などへの参加は個人のモチベーションに依存してしまうため、課題の根本的な解決は困難である。そこで本研究では居住空間内で歩行パラメタ推定を行うことで、測定対象者に負担をかけずに日常生活での歩行を計測することを目指した。また、従来手法では時空間的パラメタのみを扱うものが多かったが、より詳細な歩行評価を実現するため、本研究では運動学的パラメタ、および動力学的パラメタの推定手法をそれぞれ提案した。以下に両手法の特徴を示す。

A. 運動学的パラメタ推定手法（第3章）

(1) Kinect v2 の深度データを用いた非接触な計測

測定対象者を拘束せず日常的な使用が可能、且つプライバシーを侵害しない。

(2) 移動ロボットの追従による、取得データがセンサ設置場所に制限されない計測

ロボットが動くセンサの役割を果たすため1台のセンサでデータ取得が可能。

(3) 身体の形状の特徴を利用した高精度かつ汎用性の高い下肢関節位置推定

学習データに依存しない手法である。下肢関節位置として股関節代替位置、膝関節位置、および踵位置を推定可能であり、これにより膝関節角度、股関節角度、および立脚期における足関節角度の算出が可能となる。

B. 動力学的パラメタ推定手法（第5章）

(1) ある時刻における下肢関節角度のみを入力として膝関節モーメントを推定

高価で広範囲にわたる設置が困難な床反力計を用いずに推定可能。

(2) 身体部位を独立な部材とした最も簡単なたわみ角法のモデルを適用

計算コストが低く、他の部位の推定誤差に影響されない。

以上の提案手法により、居住空間において歩行の時空間的パラメタ、運動学的パラメタ、および動力学的パラメタを網羅的に推定することが可能となった。

提案手法の有用性を検証するため、第4章および第5章において以下の実験を行った。

(1) 直線歩行における下肢関節位置および角度の推定精度検証

(2) 階段歩行における下肢関節位置および角度の推定精度検証

(3) 居住空間での自由経路歩行における膝関節位置推定可否の検証

(4) 定常歩行における膝関節屈曲伸展モーメントの推定精度検証

直線歩行および階段歩行における下肢関節位置および下肢関節角度の推定精度検証では、従来手法として Kinect v2 の骨格追跡機能を用い、三次元動作解析装置である VICON を参照値として推定精度を比較した。階段歩行における降段時の足関節角度を除くすべての結果において、提案手法による推定値の誤差の平均値が従来手法による推定値の誤差の平均値を下回り、従来手法よりも高精度で下肢関節位置および角度を推定可能であることが示された。また、直線歩行時の膝関節角度推定においては、運動器疾患のスクリーニングへの適用性を示唆した。

居住空間での自由経路歩行における実験では、提案手法が実際の居住空間で利用可能であることを示した。ただし、日常生活での自由経路歩行においては、ロボットの追従によって提案手法で用いる測定対象者の真後ろからの深度データを常に取得することが困難であることが明らかになった。日常生活における歩行経路では方向転換が多くみられ、センサから見て左右の足が重なる可能性が高い。計測された深度データから死角に入ったプロットを補間する手順の挿入を今後の課題としたい。

最後に膝関節モーメントの推定精度検証では、直線歩行路での定常歩行を対象としてピーク値が出現する時刻の誤差、参照値に対するピアソンの相関係数、ピーク値の誤差、および級内相関係数 Case 2 による評価を行った。参照値には外力データを用いて三次元動作解析装置により推定された膝関節モーメントを用いた。結果、ピーク値出現時刻の誤差は十分に小さく、いずれの被験者においても概ね中程度から強い相関を示し、外力データを用いず簡易的に身体部位にかかる負荷を把握するための手法としての有用性を示した。また波形の類似性だけでなくピーク値の評価を行うため、結果の振幅を調整する係数および系統誤差の検討を行った。その結果、両者の調整を行った推定値において参照値に対する高い再現性を示し、ピーク値の評価において運動器疾患の検知可能性を示唆した。

以上のように、本論文では日常生活における歩行評価のための歩行パラメタ推定手法を提案し、その有用性と課題を明らかにした。以下に本研究における注意点と今後の展望を述べる。

(1) 提案手法の統合

本論文では動力的パラメタ推定手法の精度検証において、運動学的パラメタ推定手法による推定結果を用いなかった。これは動力的パラメタ推定手法の精度に運動学的パラメタ推定手法による誤差を含めないためであった。今後は提案手法で求めた運動学的パラメタを入力として動力的パラメタを推定することで、一つのシステムとしての統一を図りたい。加えて、時空間的パラメタにおいても算出のうえ、精度の検証を実施したい。

(2) 居住者の身体の向きに依らない推定

4.2 節および 4.3 節で述べた精度検証結果は被験者の真後ろからの深度データが取得された際の結果であった。4.4 節で述べた通り、居住空間内での自由経路歩行においては、方向転換時やロボットと向かい合った状態など、真後ろからの深度データを

取得できない場合に関節位置の推定が不可能であった。深度データの補間によるロバストな関節位置推定は今後の課題としたい。

(3) 多様な被験者・環境への適用性

4.3節で述べた階段歩行での精度検証実験では1種類の階段のみを用いた。よって設計の異なる階段に対する提案手法の適用性は不明確であり、検証されることが望ましい。また4.4節で述べた実験においても、1種類の間取りの居住空間のみで検証を行ったため、同様に異なる間取りでの検証を行うべきである。

すべての実験において被験者は20代の若齢者であり、被験者数も3名から8名と少数であった。先行研究により若齢者の歩行と高齢者や運動器疾患患者の歩行が異なることは明らかであるため、本研究における実験で対象とした歩行データには偏りがあった可能性が高い。今後は幅広い属性を対象とした歩行計測実験を実施し、将来的に前期高齢者や疾患の初期症状のある患者への適用も可能なシステムとしたい。

本研究の活用先として、建築的な側面および医療的な側面が挙げられる。本論文で提案した歩行パラメタ推定手法により、居住空間で普段通りの日常生活を送っている間に継続的に歩行を計測することが可能となる。居住者の空間に応じた歩容を取得することで居住者と居住空間との関係性を明らかにすることができる。空間によって居住者の身体の動きが変化するという事は、すなわち空間を変化させることで居住者に適切な身体の動きを促すことが可能となるということである。個人にとって適切な空間の環境は当然個人の体格や運動機能、嗜好などによって異なる。よって空間を居住者に応じてカスタマイズする、すなわちヒューマンセントリックな居住空間を実現するような居住システムの提案により、居住者の健康な生活を支援するスマートウェルネス住宅が実現可能となると考える。本研究はこのスマートウェルネス住宅の実現において重要となる居住者の動作情報の取得に関する研究に位置づけられる。例えば手すりを導入する際に、手すりの最適な寸法や設置場所、具体的な設置位置などのパラメタが居住者個人によって異なるように、身体の動きやプロポーション、動線に合った家具や間取りのカスタマイズにおいて、居住者の動作情報を取得することは重要である。これまでプライバシー保護の観点やセンサの性能が不十分であったことにより個人の居住空間におけるセンシングの普及は実現されていない。しかし、実際に居住空間がどのように使われているか知ることで、移動効率の良い間取りや家族の動線が交わるような間取りなど、人々の生活を目的に応じてより豊かにするような居住空間を作り出していくことができる。本提案手法を用いて居住者の歩容や動線を取得することで、居住空間の使われ方を知ることが可能となり、空間のより良い使い方を見つけ出すためのエビデンスづくりに活用できる。本研究により取得可能となった歩行情報をはじめとする日常生活動作情報は、照明・空調・建築計画の最適化による居住空間環境のカスタマイズの実現に利用可能である。

本研究の医療への活用として、日々の歩行の継続的な計測は運動機能の機微な変化を検

出し得るため、運動器疾患や転倒リスクの評価に役立てることができる。運動機能の評価としての歩行計測は特に高齢者や既に運動器疾患を患っている患者、転倒経験者にとって重要であり、リハビリテーションなどの治療の効果や術後の経過のモニタリングに役立てることができる。また病院での診察時には日常的に行われる歩行情報の提示が医師による診療の一助となることが期待される。また高齢者のみにとどまらず、若齢者においても外反母趾、内反膝、および外反膝に伴う歩容の変化を検知することで、歩容の改善に役立つ可能性がある。

参考文献

1. 経済産業省, 将来の介護需要に対する高齢者ケアシステムに関する研究会 報告書, オンライン
<<http://www.meti.go.jp/press/2018/04/20180409004/20180409004-2.pdf>>
(2018.6.27 access).
2. 厚生労働省, 平成 26 年版厚生労働白書, オンライン
<<https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/14/backdata/1-3-1-04.html>>
(2018.10.28 access).
3. スマートウェルネス住宅等推進事業室, スマートウェルネス住宅等推進モデル事業、ホームページ
<<http://model-sw.jp/>>
(2018.12.24 access).
4. W. Umishio, T. Ikaga, K. Otsuka, S. Ando: Multivariate analysis of the rise in home blood pressure by personal factors: A field survey on the effect of indoor thermal environment on blood pressure in winter, *Journal of Environmental Engineering (Japan)*, 79, (701), pp. 571-577, 2014.
5. 株式会社ファミリーネット・ジャパン, スマートウェルネスシステム 高齢者住宅向け見守りサービス
<https://www.fnj.co.jp/service/smart_wellness/>
(2018.12.24 access).
6. K. Fujino, K. Aihara, T. Koba, T. Kitamura, S. Shiitani: UBIQUITOUSWARE: Value Creation by Proprietary Algorithms, *FUJITSU Sci. Tech. J*, 52, (4), pp. 28-33, 2016.
7. 厚生労働省, 平成 28 年国民生活基礎調査, オンライン
<<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/index.html>>
(2018.6.27 access).
8. 村木重之, 阿久根徹, 岡敬之, 吉村典子: 高齢者における運動機能低下の危険因子および転倒との関連の解明, 第 27 回健康医科学研究助成論文集, 3, pp. 138-147, 2012.
9. R. Camicioli, D. Howieson, B. Oken, G. Sexton, J. Kaye: Motor slowing precedes cognitive impairment in the oldest old, *Neurology*, 50, (5), pp. 1496-1498, 1998.
10. J. Verghese, C. Annweiler, E. Ayers, N. Barzilai, O. Beauchet, D. A. Bennett, S. A. Bridenbaugh, A. S. Buchman, M. L. Callisaya, R. Camicioli: Motoric cognitive risk syndrome: multicountry prevalence and dementia risk, *Neurology*, 83, (8), pp. 718-726, 2014.
11. 鈴木隆雄, 杉浦美穂, 古名丈人, 西澤哲, 吉田英世, 石崎達郎, 金憲経, 湯川晴美, 柴田博: 地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究, *日本老年医学会雑誌*,

- 36, (7), pp. 472-478, 1999.
12. 金憲経, 鈴木隆雄, 吉田英世, 島田裕之, 山城由華吏, 須藤元喜, 仁木佳文: 都市部在住高齢女性の膝痛, 尿失禁, 転倒に関連する歩行要因, 日本老年医学会雑誌, 50, (4), pp. 528-535, 2013.
 13. 田井中幸司, 青木純一郎: 在宅高齢女性の転倒経験と体力, 体力科学, 56, (2), pp. 279-286, 2007.
 14. 村田伸, 津田彰, 稲谷ふみ枝, 田中芳幸: 在宅障害高齢者の転倒に影響を及ぼす身体及び認知的要因, 理学療法学, 32, (2), pp. 88-95, 2005.
 15. 新井智之, 柴喜崇, 渡辺修一郎, 柴田博: 10m 歩行における歩行周期変動と運動機能, 転倒との関連, 理学療法学, 38, (3), pp. 165-172, 2011.
 16. 加藤龍一, 高城智圭, 櫻井尚子, 星旦二: 地域在住高齢者の転倒の関連要因と 3 年後の生存, 日本公衆衛生雑誌, 59, (5), pp. 305-314, 2012.
 17. 立花陽明: 変形性膝関節症の診断と治療, 理学療法科学, 20, (3), pp. 235-240, 2005.
 18. K. G. Neumann: 観察による歩行分析, 医学書院, 東京, 2005.
 19. L. D. Ellingson, M. R. Shields, A. J. Stegner, D. B. Cook: Physical activity, sustained sedentary behavior, and pain modulation in women with fibromyalgia, *The Journal of Pain*, 13, (2), pp. 195-206, 2012.
 20. 村瀬裕志, 古名丈人, 井平光, 水本淳, 牧野圭太郎: 疼痛を有する後期高齢者の身体活動量と活動強度の特性, 理学療法学 Supplement Vol. 41 Suppl. No. 2 (第 49 回日本理学療法学会大会 抄録集), p. 0352, 2014.
 21. S. Barbat-Artigas, L. P. Carvalho, Y. Rolland, B. Vellas, M. Aubertin-Leheudre: Muscle strength and body weight mediate the relationship between physical activity and usual gait speed, *Journal of the American Medical Directors Association*, 17, (11), pp. 1031-1036, 2016.
 22. I. Reinders, R. A. Murphy, A. Koster, I. A. Brouwer, M. Visser, M. E. Garcia, L. J. Launer, K. Siggeirsdottir, G. Eiriksdottir, P. V. Jonsson: Muscle quality and muscle fat infiltration in relation to incident mobility disability and gait speed decline: the Age, Gene/Environment Susceptibility-Reykjavik Study, *The Journals of Gerontology: Series A*, 70, (8), pp. 1030-1036, 2015.
 23. F. Wang, E. Stone, M. Skubic, J. M. Keller, C. Abbott, M. Rantz: Toward a passive low-cost in-home gait assessment system for older adults, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 17, (2), pp. 346-355, 2013.
 24. J. Kaye, N. Mattek, H. Dodge, T. Buracchio, D. Austin, S. Hagler, M. Pavel, T. Hayes: One walk a year to 1000 within a year: Continuous in-home unobtrusive gait assessment of older adults, *Gait & posture*, 35, (2), pp. 197-202, 2012.
 25. 才. NHK 放送文化研究所 (世論調査部), 2015 年国民生活時間調査報告書
<https://www.nhk.or.jp/bunken/research/yoron/pdf/20160217_1.pdf>
(2018.12.07 access).

26. 品川佳満, 岸本俊夫, 太田茂: 季節変動に着目した独居高齢者の在宅行動データの解析, 川崎医療福祉学会誌, 16, (1), pp. 121-128, 2006.
27. S. Bovonsunthonchai, V. Hiengkaew, R. Vachalathiti, C. M. Said, F. Batchelor: Temporospacial analysis: gait characteristics of young adults and the elderly in turning while walking, *International journal of therapy and rehabilitation*, 22, (3), pp. 129-134, 2015.
28. G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. Duda: Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of biomechanics*, 34, (7), pp. 859-871, 2001.
29. I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, G. Bergmann: Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects, *Journal of biomechanics*, 43, (11), pp. 2164-2173, 2010.
30. T. Liikavainio, J. Isolehto, H. J. Helminen, J. Perttunen, V. Lepola, I. Kiviranta, J. P. Arokoski, P. V. Komi: Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike?, *The Knee*, 14, (3), pp. 231-238, 2007.
31. 武田功, 廣瀬浩昭, 弓岡光徳, 西守隆: 臨床歩行分析ワークブック, 株式会社メジカルビュー社, 2013.
32. A. Yorozu, T. Moriguchi, M. Takahashi: Improved leg tracking considering gait phase and spline-based interpolation during turning motion in walk tests, *Sensors*, 15, (9), pp. 22451-22472, 2015.
33. C. A. Hicks-Little, R. D. Peindl, T. K. Fehring, S. M. Odum, T. J. Hubbard, M. L. Cordova: Temporal-spatial gait adaptations during stair ascent and descent in patients with knee osteoarthritis, *The Journal of arthroplasty*, 27, (6), pp. 1183-1189, 2012.
34. C. A. Hicks-Little, R. D. Peindl, T. J. Hubbard, B. P. Scannell, B. D. Springer, S. M. Odum, T. K. Fehring, M. L. Cordova: Lower extremity joint kinematics during stair climbing in knee osteoarthritis, *Medicine and science in sports and exercise*, 43, (3), pp. 516-524, 2011.
35. R. S. Hinman, K. L. Bennell, B. R. Metcalf, K. M. Crossley: Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83, (8), pp. 1080-1086, 2002.
36. A. Novak, B. Brouwer: Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults, *Gait & posture*, 33, (1), pp. 54-60, 2011.
37. A. Novak, V. Komisar, B. Maki, G. R. Fernie: Age-related differences in dynamic balance control during stair descent and effect of varying step geometry, *Applied ergonomics*, 52, pp. 275-284, 2016.
38. K. Otte, B. Kayser, S. Mansow-Model, J. Verrel, F. Paul, A. U. Brandt, T. Schmitz-Hübsch: Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function, *PloS one*, 11, (11), p. e0166532, 2016.

39. S. M. Reid, R. B. Graham, P. A. Costigan: Differentiation of young and older adult stair climbing gait using principal component analysis, *Gait & posture*, 31, (2), pp. 197-203, 2010.
40. G. H. Gonçalves, L. F. A. Selistre, M. Petrella, S. M. Mattiello: Kinematic alterations of the lower limbs and pelvis during an ascending stairs task are associated with the degree of knee osteoarthritis severity, *The Knee*, 24, (2), pp. 295-304, 2017.
41. S. Vallabhajosula, J. M. Yentes, N. Stergiou: Frontal joint dynamics when initiating stair ascent from a walk versus a stand, *Journal of biomechanics*, 45, (3), pp. 609-613, 2012.
42. S. Vallabhajosula, J. M. Yentes, M. Momcilovic, D. J. Blanke, N. Stergiou: Do lower-extremity joint dynamics change when stair negotiation is initiated with a self-selected comfortable gait speed?, *Gait & posture*, 35, (2), pp. 203-208, 2012.
43. B. F. Mentiplay, L. G. Perraton, K. J. Bower, Y.-H. Pua, R. McGaw, S. Heywood, R. A. Clark: Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables, *Journal of biomechanics*, 48, (10), pp. 2166-2170, 2015.
44. K. Wang, K. Delbaere, M. A. Brodie, N. H. Lovell, L. Kark, S. R. Lord, S. J. Redmond: Differences between gait on stairs and flat surfaces in relation to fall risk and future falls, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 21, (6), pp. 1479-1486, 2017.
45. L. Donath, O. Faude, E. Lichtenstein, G. Pagenstert, C. Nüesch, A. Mündermann: Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors, *Gait & posture*, 49, pp. 371-374, 2016.
46. L. Gastaldi, V. Rosso, V. Gabola, V. Agostini, M. L. Frutos, M. Knaflitz, R. Takeda, S. Tadano: Technical challenges using magneto-inertial sensors for gait analysis, 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), pp. 1-6, 2016.
47. C. Ladha, S. Del Din, K. Nazarpour, A. Hickey, R. Morris, M. Catt, L. Rochester, A. Godfrey: Toward a low-cost gait analysis system for clinical and free-living assessment, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the, pp. 1874-1877, 2016.
48. 柳澤恵, 伊香賀俊治, 安藤真太郎, 樋野公宏, 星且二: 住宅の温熱環境及び断熱性能による身体活動への影響, *日本建築学会環境系論文集*, 80, (716), pp. 985-992, 2015.
49. A.-K. Seifert, M. G. Amin, A. M. Zoubir: New analysis of radar micro-Doppler gait signatures for rehabilitation and assisted living, *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2017 IEEE International Conference on, pp. 4004-4008, 2017.
50. F. Wang, M. Skubic, M. Rantz, P. Cuddihy: Quantitative gait measurement with pulse-Doppler radar for passive in-home gait assessment, *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, 61, (9), pp. 2434-2443, 2014.
51. X. Ferre, E. Villalba-Mora, M.-A. Caballero-Mora, A. Sanchez, W. Aguilera, N. Garcia-Grossocordon, L. Nuñez-Jimenez, L. Rodríguez-Mañas, Q. Liu, F. del Pozo-Guerrero: Gait Speed

- Measurement for Elderly Patients with Risk of Frailty, *Mobile Information Systems*, 2017, 2017.
52. C.-Y. Hsu, Y. Liu, Z. Kabelac, R. Hristov, D. Katabi, C. Liu: Extracting gait velocity and stride length from surrounding radio signals, *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2116-2126, 2017.
53. P. G. Jacobs, E. A. Wan, E. Schafermeer, F. Adenwala, A. S. Paul, N. Preiser, J. Kaye: Measuring in-home walking speed using wall-mounted RF transceiver arrays, *Conference proceedings:... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, p. 914, 2014.
54. R. Rana, D. Austin, P. G. Jacobs, M. Karunanithi, J. Kaye: Gait velocity estimation using time-interleaved between consecutive passive IR sensor activations, *IEEE Sensors Journal*, 16, (16), pp. 6351-6358, 2016.
55. R. A. Clark, Y.-H. Pua, C. C. Oliveira, K. J. Bower, S. Thilarajah, R. McGaw, K. Hasanki, B. F. Mentiplay: Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control, *Gait & posture*, 42, (2), pp. 210-213, 2015.
56. E. Stone, M. Skubic, M. Rantz, C. Abbott, S. Miller: Average in-home gait speed: Investigation of a new metric for mobility and fall risk assessment of elders, *Gait & posture*, 41, (1), pp. 57-62, 2015.
57. E. E. Stone, M. Skubic: Passive, in-home gait measurement using an inexpensive depth camera: Initial results, *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 2012 6th International Conference on, pp. 183-186, 2012.
58. E. E. Stone, M. Skubic: Unobtrusive, continuous, in-home gait measurement using the Microsoft Kinect, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60, (10), pp. 2925-2932, 2013.
59. E. E. Stone, M. Skubic: Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment, *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 2011 5th International Conference on, pp. 71-77, 2011.
60. 小澤真裕美, 萬礼応, 松村哲哉, 高橋正樹: レーザレンジファインダを用いた歩行計測システムの提案, *日本機械学会論文集 C 編*, 79, (801), pp. 1550-1560, 2013.
61. S. Konno, A. Mita: A study on a robot chasing a human using Kinect while identifying walking parameters using the back view, *Sensors and Smart Structures Technologies for Civil, Mechanical, and Aerospace Systems 2014*, p. 90611S, 2014.
62. M. Iida, A. Mita: A study on chasing algorithm and walking parameters acquisition using home robot, *AIJ Journal of Technology and Design*, 22, (50), pp. 253-257, 2016.
63. M. Iida, A. Mita: Gait parameter acquisition while chasing resident using home robot, *Procedia Engineering*, 188, pp. 141-147, 2017.
64. 前田時生, 仰木裕嗣: 床反力計を用いない歩行解析方法の評価, *シンポジウム: スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集 2017*, p. A17 (10 pages), 2017.

65. E. Hensor, B. Dube, S. R. Kingsbury, A. Tennant, P. G. Conaghan: Toward a Clinical Definition of Early Osteoarthritis: Onset of Patient-Reported Knee Pain Begins on Stairs. Data From the Osteoarthritis Initiative, *Arthritis care & research*, 67, (1), pp. 40-47, 2015.
66. T. Kenji, A. Masaya, W. Yoshio, H. Hiroka, T. Kazuki, T. Makoto, S. Kōichi: Characteristics of External Knee Adduction Moment during Stair Descent and Level Walking: Comparison of Healthy Elderly People and Patients with Knee Osteoarthritis, *Rigakuryoho Kagaku*, 30, (3), 2015.
67. I. Sacco, F. Trombini-Souza, M. Butugan, A. Passaro, A. Arnone, R. Fuller: Joint loading decreased by inexpensive and minimalist footwear in elderly women with knee osteoarthritis during stair descent, *Arthritis care & research*, 64, (3), pp. 368-374, 2012.
68. S. Amin, N. Luepingsak, C. A. McGibbon, M. P. LaValley, D. E. Krebs, D. T. Felson: Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders, *Arthritis care & research*, 51, (3), pp. 371-376, 2004.
69. A. Ogawa, A. Mita, C. Georgoulas, T. Bock: A Face Recognition System for Automated Door Opening with parallel Health Status Validation Using the Kinect v2, ISARC. Proceedings of the International Symposium on Automation and Robotics in Construction, pp. 132-140, 2016.
70. 新野直明, 都竹茂樹, 原田敦, 奥泉宏康, 長屋政博: 変形性膝関節症における歩行特性に関する患者対照研究, *医療*, 53, (5), pp. 343-347, 1999.
71. J. L. Astephen, K. J. Deluzio, G. E. Caldwell, M. J. Dunbar: Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity, *Journal of orthopaedic research*, 26, (3), pp. 332-341, 2008.
72. J. A. Zeni Jr, J. S. Higginson: Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed?, *Clinical biomechanics*, 24, (4), pp. 372-378, 2009.
73. Z. Bejek, R. Paróczai, Á. Illyés, R. M. Kiss: The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14, (7), pp. 612-622, 2006.
74. D. Hurwitz, C. Hulet, T. Andriacchi, A. Rosenberg, J. Galante: Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion, *Journal of orthopaedic research*, 15, (4), pp. 629-635, 1997.
75. R. J. Weiss, P. Wretenberg, A. Stark, K. Palmblad, P. Larsson, L. Gröndal, E. Broström: Gait pattern in rheumatoid arthritis, *Gait & posture*, 28, (2), pp. 229-234, 2008.
76. A. H. Larsen, L. Puggaard, U. Hämläinen, P. Aagaard: Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, (4), pp. 568-580, 2008.
77. M.-J. Hsu, S.-H. Wei, Y. Young-Hue, C. Ya-Ju: Leg stiffness and electromyography of knee extensors/flexors: comparison between older and younger adults during stair descent, *Journal of*

- rehabilitation research and development, 44, (3), p. 429, 2007.
78. R. Nicolas, B. Nicolas, V. François, T. Michel, G. Nathaly: Comparison of knee kinematics between meniscal tear and normal control during a step-down task, *Clinical Biomechanics*, 30, (7), pp. 762-764, 2015.
79. maxon motor, Homepage, オンライン
<<https://www.maxonjapan.co.jp/maxon/view/content/index>>
(2018.10.7 access).
80. YOKOMO, 3900mAh ストレート パックバッテリー, オンライン
<<https://teamyokomo.com/parts/YB-S392A/>>
(2018.10.28 access).
81. AA Portable Power Corporation, BATTERY SPACE, 12V 2200mAh ニッケル水素電池パック, オンライン
<<https://www.batteryspace.jp/shopdetail/029007000005/>>
(2018.10.28 access).
82. J. Shotton, T. Sharp, A. Kipman, A. Fitzgibbon, M. Finocchio, A. Blake, M. Cook, R. Moore: Real-time human pose recognition in parts from single depth images, *Communications of the ACM*, 56, (1), pp. 116-124, 2013.
83. M. Destrac, A. Mita: Simplified 3d Mapping System for Biofied Building using Microsoft Kinect V2 mounted on a Mobile Robot following People, *CIMTEC 2016*, pp. N-6, L03, 2016.
84. Z. Cao, T. Simon, S.-E. Wei, Y. Sheikh: Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields, arXiv preprint arXiv:1611.08050, 2016.
85. 中村薫, 杉浦司, 高田智広, 上田智章: KINECT for Windows SDK プログラミング Kinect for Windows v2 センサ対応版, 株式会社秀和システム, 2015.
86. P. E. Paredes, N. A.-H. Hamdan, D. Clark, C. Cai, W. Ju, J. A. Landay: Evaluating in-car movements in the design of mindful commute interventions: exploratory study, *Journal of medical Internet research*, 19, (12), 2017.
87. J. Perry, J. Burnfield: *Gait analysis Normal and pathological function*, Slack Incorporated, 2010.
88. 水嶋章陽: *人体の全解剖図鑑 : 知りたいことが1冊ですべてわかる!*, 日本文芸社, 2015.
89. 玉城雅史, 富田哲也, 菅本一臣, 川島邦彦, 清水憲政: 膝関節のバイオメカニクス, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 53, (10), pp. 774-778, 2016.
90. Vicon, ホームページ, オンライン
<<https://www.vicon.com>>
(2018.6.18 access).
91. Vicon, Plug-in Gait models and templates, オンライン
<<https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Plug-in+Gait+models+and+templates>>
(2018.6.18 access).

92. B. Bogin, M. I. Varela-Silva: Leg length, body proportion, and health: a review with a note on beauty, *International journal of environmental research and public health*, 7, (3), pp. 1047-1075, 2010.
93. A. Ogawa, A. Mita, A. Yorozu, M. Takahashi: Markerless knee joint position measurement using depth data during stair walking, *Sensors*, 17, (11), p. 2698, 2017.
94. 福本貴彦: 足関節のバイオメカニクス, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 53, (10), pp. 779-784, 2016.
95. L. Portney, M. Watkins: *Foundations of clinical research: application to practice*, Stamford, USA: Appleton & Lange, 1993.
96. M. Plonus: *Electronics and communications for scientists and engineers*, Academic Press, 2001.
97. 下井俊典: 評価の絶対信頼性, *理学療法科学*, 26, (3), pp. 451-461, 2011.
98. M. Wright, M. Roys: Accidents on English dwelling stairs are directly related to going size, *Contemporary Ergonomics*, 2008, p. 632, 2008.
99. オーム社: 2018 年版 建築基準法令集, オーム社, 2017.
100. S. R. Winkel, D. S. Collins, S. P. Juroszek: *Residential Building Codes Illustrated: A Guide to Understanding the 2009 International Residential Code*, John Wiley & Sons, Vol. 8, 2010.
101. A. B. C. Board: *National Construction Code Volume Two: Building Code of Australia Class 1 and Class 10 Buildings*, Australian Building Codes Board, 2016.
102. C. L. G. Ministry of Housing: *Approved Document K - Protection from falling, collision and impact*, NBS, part of RIBA Enterprises Ltd, 2013.
103. 飯田修平, 青木主税: 10 m 歩行テストの信頼性 [第一報], *理学療法科学*, 32, (1), pp. 81-84, 2017.
104. 鈴木宏哉, 高橋信二: 中高齢者における 20m シャトルランテストと 6 分間歩行テストのテスト特性: テストを有効利用するための提案, *体育測定評価研究*, 8, pp. 71-79, 2008.
105. S. Sawai, H. Sanematsu, H. Kanehisa, N. Tsunoda, T. Fukunaga: Evaluation of muscular activity level in daily actions, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 53, (1), pp. 93-105, 2004.
106. 武田要, 勝平純司, 高野綾, 江幡芳枝, 藤沢しげ子: 妊娠末期における歩行時の身体負荷量分析, *理学療法科学*, 23, (5), pp. 573-577, 2008.
107. 長谷和徳: 特集 人間工学のための計測手法 (第 1 部) 動作計測 (4) 筋骨格モデルによる動作解析, *The Japanese journal of ergonomics*, 50, (5), pp. 138-146, 2014.
108. 山崎信寿: 2 足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, *バイオメカニズム*, 3, pp. 261-269, 1975.
109. 長谷和徳, 山崎信寿: 汎用 3 次元筋骨格モデルの開発, *日本機械学会論文集 C 編*, 61, (591), pp. 4417-4422, 1995.
110. 長谷和徳: SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析, *バイオメカニズム学会誌*, 33, (3), pp.

- 205-211, 2009.
111. 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析, 医歯薬出版株式会社, 2002.
112. 山本澄子, 石井慎一郎, 江原義弘: 基礎バイオメカニクス第 2 版, 医歯薬出版株式会社, 2015.
113. S. Pal: Mechanical properties of biological materials. In *Design of Artificial Human Joints & Organs*, Springer: pp. 23-40, 2014.
114. 稲葉裕, 東藤貢: 骨のバイオメカニクス解析, 株式会社メジカルビュー社, 2017.
115. 水嶋崇一郎, 坂上和弘: 成人期近代日本人における大腿骨の加齢変化について, *Anthropological Science (Japanese Series)*, 117, (2), pp. 99-110, 2009.
116. A. Baliunas, D. Hurwitz, A. Ryals, A. Karrar, J. Case, J. Block, T. Andriacchi: Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and cartilage*, 10, (7), pp. 573-579, 2002.
117. A. H. Chang, K. C. Moio, J. S. Chmiel, F. Eckstein, A. Guermazi, P. V. Prasad, Y. Zhang, O. Almagor, L. Belisle, K. Hayes: External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and cartilage*, 23, (7), pp. 1099-1106, 2015.
118. M. Hall, T. V. Wrigley, B. R. Metcalf, R. S. Hinman, F. M. Cicuttini, A. R. Dempsey, P. M. Mills, D. G. Lloyd, K. L. Bennell: Mechanisms underpinning the peak knee flexion moment increase over 2-years following arthroscopic partial meniscectomy, *Clinical Biomechanics*, 30, (10), pp. 1060-1065, 2015.
119. K. R. Kaufman, C. Hughes, B. F. Morrey, M. Morrey, K.-N. An: Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis, *Journal of biomechanics*, 34, (7), pp. 907-915, 2001.
120. A. Protopapadaki, W. I. Drechsler, M. C. Cramp, F. J. Coutts, O. M. Scott: Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals, *Clinical biomechanics*, 22, (2), pp. 203-210, 2007.
121. H.-L. Teng, N. Calixto, T. MacLeod, L. Nardo, T. Link, S. Majumdar, R. Souza: Associations between patellofemoral joint cartilage T1ρ and T2 and knee flexion moment and impulse during gait in individuals with and without patellofemoral joint osteoarthritis, *Osteoarthritis and cartilage*, 24, (9), pp. 1554-1564, 2016.
122. H.-L. Teng, T. D. MacLeod, T. M. Link, S. Majumdar, R. B. Souza: Higher knee flexion moment during the second half of the stance phase of gait is associated with the progression of osteoarthritis of the patellofemoral joint on magnetic resonance imaging, *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 45, (9), pp. 656-664, 2015.
123. 田中惣治, 山本澄子: 片麻痺者の歩行パターンの違いによる歩行時の筋電図・運動力学的特徴, *バイオメカニズム*, 23, pp. 107-117, 2016.

-
124. 平井茜, 青木修, 伴由衣菜, 佐久間香, 向井公一: ハイヒール歩行が立脚初期に膝関節屈曲角度を増大させるメカニズム, 理学療法科学, 30, (2), pp. 155-159, 2015.
 125. AMTI, ホームページ, オンライン
<<http://www.amti.uk.com/products/bp400600-force-plate.php>>
(2018.12.23 access).
 126. 臨床歩行分析研究会: DIFF 解説書 歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化, 改定版 Ver.1992.06, p. 41, 1999.
 127. 対馬栄輝: SPSS で学ぶ医療系データ解析 第2版, 東京図書株式会社, 2017.

謝辞

本研究は、著者が慶應義塾大学大学院理工学研究科後期博士課程在学中に、同大学理工学部 三田彰教授の指導のもとに行ったものである。

本研究を遂行するにあたり、多大なるご指導、ご助言を賜りました慶應義塾大学理工学部システムデザイン工学科 三田彰教授に心より御礼申し上げます。三田教授には著者が研究室在籍中に多くの貴重な経験を賜り、また研究者としての在り方をご指導いただきました。

学位論文審査の副査として、また日頃より多くのご指導を頂きました、慶應義塾大学理工学部 満倉靖恵教授、同大学理工学部 岸本達也准教授、同大学理工学部 高橋正樹准教授に心より感謝の意を表します。

博士課程教育リーディングプログラムの一環であるグローバル環境システムリーダープログラムでお世話になりました植田利久教授、泰岡顕治教授、またマイナー研究においてご指導頂きました徳田英幸名誉教授、中澤仁准教授、大越匡特任准教授に感謝の意を表します。著者がプログラム参加生として得た海外留学や企業インターンシップをはじめとする多くの貴重な経験、研究発表および日ごろの活動を通して先生方から賜りましたご指導、ご助言に心より御礼申し上げます。同プログラムの国際トレーニングにて、ドイツのミュンヘン工科大学の **Thomas Bock** 教授には大変お世話になりました。階段歩行の実施は **Bock** 教授の研究室の実験住宅のアプローチが階段であったことに端を発しています。共著の国際会議論文の執筆や国際学会の運営を経験することができ、心より感謝申し上げます。同じく同プログラムにおいて一か月半の間インターンシップ生としてお世話になりました株式会社大成建設の佐藤貢一氏、石井喬之氏をはじめ、先進技術開発部の皆様には、心より御礼申し上げます。

JA 共済総研の加藤龍一氏および中伊豆リハビリテーションセンターの紅野利幸氏には、研究に対する医学的な観点からの貴重なご助言、ご指導を頂きました。現場のニーズを直にお聞きできましたことは、本研究を遂行する上で大変重要でありました。心より感謝いたします。

積水ハウス株式会社の穂本敬子氏（2017年当時）、近藤雅之氏、岩田翔士氏、および四元康晴氏には、実験場所としてモデルルームを提供していただきました。ここに感謝の意を表します。

慶應義塾大学マニファクチュアリングセンターの大岩久峰氏にはロボットの設計および製作においてご指導、ご助言を賜り、心より感謝申し上げます。

また高橋研究室の萬礼応特任助教、飯島弘貴研究員、江口僚氏をはじめ高橋研究室の皆様、および大阪府立大学 森野佐芳梨助教にはロボットの製作、精度検証実験および解析の際に多大なるご協力をいただき、また研究を遂行する上で多くのご助言を頂き、心より感謝申し上げます。

研究を遂行するにあたり経済的にご支援いただきました日本学術振興会の関係者の皆様に心より感謝申し上げます。

慶應義塾大学での研究生活でお世話になりました株式会社竹中工務店の鈴木悠氏をはじめ、三田研究室の先輩、同輩、後輩の皆様、また研究のノウハウについて多くを学ばせていただき、ご指導いただいた東京工業大学の倉科佑太助教に心より御礼申し上げます。

秘書の明石陽子氏には、日々研究生活を送るうえで様々なご支援を頂いたことを心より感謝いたします。

最後に、学生生活を支えてくれた家族に心から感謝いたします。

2019年3月 小川 愛実

著者論文目録

1 原著論文

1.1 本研究に関連する論文

- [1] 小川愛実, 三田彰: 居住空間における歩行見守りロボットの有用性の検証, 日本建築学会環境系論文集, Vol. 83, No. 752, pp. 801-810, 2018.10.
- [2] Ami Ogawa, Akira Mita, Ayanori Yorozu, Masaki Takahashi: Markerless Knee Joint Position Measurement Using Depth Data during Stair Walking, Sensors, Vol. 17, No. 11, 2698 (18 pages), 2017.11.

1.2 その他の論文

- [1] 小川愛実, 三田彰: 生命化建築のための深度データを用いた居住者の行動の分類と行動認識に関する研究, 日本建築学会環境系論文集, Vol. 81, No. 722, pp. 403-410, 2016.4.

1.3 国際会議論文 (査読付きの full-length papers)

- [1] *Ami Ogawa, Akira Mita: Performance of a Sensor Agent Robot in a Real Living Environment for Monitoring in Houses, Proceedings of International Conference on Smart, Sustainable and Sensuous Settlements Transformation, pp. 35-40, Munich, Germany, 2018.3.
- [2] Ami Ogawa, Akira Mita, Christos Georgoulas, *Thomas Bock: A Face Recognition System for Automated Door Opening with parallel Health Status Validation Using the Kinect v2, Proceedings of the 33rd International Symposium on Automation and Robotics in Construction, pp. 132-140, Auburn, Alabama, USA, 2016.7.
- [3] *Ami Ogawa, Ayanori Yorozu, Akira Mita, Masaki Takahashi, Thomas Bock: Extraction of Stair Walking Parameters in Living Space by Using Kinect v2, Proceedings of CIMTEC 2016 “Advances in Science and Technology”, Vol. 100, pp. 166-171, Perugia, Italy, 2016.6.
- [4] *Ami Ogawa, Ayanori Yorozu, Akira Mita, Masaki Takahashi, Christos Georgoulas, Thomas Bock: Consistency Verification of Marker-Less Gait Assessment System for Stair Walking, Proceedings of IWBBIO 2016 “International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering”, pp. 653-663, Granada, Spain, 2016.4.
- [5] *Ami Ogawa, Akira Mita, Ayanori Yorozu, Masaki Takahashi: Gait parameters extraction by using mobile robot equipped with Kinect v2, Proceedings of SPIE “Sensors and Smart Structures Technologies for Civil, Mechanical, and Aerospace Systems 2016”, Vol. 9803, 980307 (13 pages), Las Vegas, Nevada, USA, 2016.3.
- [6] Ami Ogawa, Akira Mita, *Thomas Bock: A Novel Knee Position Acquisition and Face Recogni-

tion System Using Kinect v2 at Entrance for Fatigue Detection and Automated Door Opening, Proceedings of the CIB*IAARC W119 CIC 2015 Workshop “Advanced Construction and Building Technology for Society”, pp. 32-38, Munich, Germany, 2015.10.

- [7] *Ami Ogawa, Akira Mita, Recognition of human activities using depth images of Kinect for biofied building: Proceedings of SPIE “Sensors and Smart Structures Technologies for Civil, Mechanical, and Aerospace Systems 2015”, Vol. 9435, 94351U (8 pages), San Diego, California, USA, 2015.3.

2 学会

2.1 その他の国際会議発表

なし

2.2 国内会議発表

- [1] *小川愛実, 三田彰: 11037 居住空間における見守りロボットの人追従に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (東北), 情報システム技術, pp. 73-74, 2018.9.
- [2] *小川愛実, 三田彰: 40010 深度データを用いた歩行時の膝関節角度推定, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (中国), 環境工学 I, pp. 31-32, 2017.8.
- [3] *木村洋介, 小川愛実, 三田彰: 40009 深度情報を用いた部位毎の身体活動量測定に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (中国), 環境工学 I, pp. 29-30, 2017.8.
- [4] *木村拓未, 小川愛実, 三田彰: 40028 家庭用ロボットの親和性の高い追従動作に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (中国), 環境工学 I, pp. 67-68, 2017.8.
- [5] *小川愛実, 三田彰: 11009 深度データを用いた歩行情報の抽出と歩行分析, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (九州), 情報システム技術, pp. 17-18, 2016.8.
- [6] *小川愛実, 松浦恒大, 三田彰: 11014 生命化建築のためのデータ管理に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (関東), 情報システム技術, pp. 27-28, 2015.9.
- [7] *貴家蓉子, 中川千紗都, 小川愛実, 三田彰: 5368 生命化建築のための Kinect を用いた歩行情報取得システムの提案, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (関東), 建築計画, pp. 735-736, 2015.9.
- [8] *中川千紗都, 小川愛実, 三田彰: 11049 生命化建築のための Kinect の深度情報を用いた建築空間内における人の行動認識, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (近畿), 情報システム技術, pp. 107-108, 2014.9.

3 特許

なし

4 賞罰

- [1] 小川愛実, 2017 年度日本建築学会大会 (中国) 学術講演会環境工学部門 若手優秀発表賞, 2017.11.28.
- [2] 小川愛実, 2016 年度日本建築学会大会 情報システム技術部門 若手優秀発表賞, 2016.9.23.
- [3] 小川愛実, 義塾賞, 慶應義塾大学長 清家篤, 2014.3.10.
- [4] 小川愛実, 日本機械学会畠山賞, 一般社団法人日本機械学会会長 矢部彰, 2014.3.10.