

시변 분절-관절 벡터를 통한 상대위치 추정시 변형관련 변수의 선정이 추정 정확도에 미치는 영향

이창준¹ · 이정근^{2,+}

Effects of the Selection of Deformation-related Variables on Accuracy in Relative Position Estimation via Time-varying Segment-to-Joint Vectors

Chang June Lee¹ and Jung Keun Lee^{2,+}

Abstract

This study estimates the relative position between body segments using segment orientation and segment-to-joint center (S2J) vectors. In many wearable motion tracking technologies, the S2J vector is treated as a constant based on the assumption that rigid body segments are connected by a mechanical ball joint. However, human body segments are deformable non-rigid bodies, and they are connected via ligaments and tendons; therefore, the S2J vector should be determined as a time-varying vector, instead of a constant. In this regard, our previous study (2021) proposed a method for determining the time-varying S2J vector from the learning dataset using a regression method. Because that method uses a deformation-related variable to consider the deformation of S2J vectors, the optimal variable must be determined in terms of estimation accuracy by motion and segment. In this study, we investigated the effects of deformation-related variables on the estimation accuracy of the relative position. The experimental results showed that the estimation accuracy was the highest when the flexion and adduction angles of the shoulder and the flexion angles of the shoulder and elbow were selected as deformation-related variables for the sternum-to-upper arm and upper arm-to-forearm, respectively. Furthermore, the case with multiple deformation-related variables was superior by an average of 2.19 mm compared to the case with a single variable.

Keywords: Relative position estimation, Segment-to-joint vector, Deformation-related variable, Non-rigidity.

1. 서 론

착용형 관성센서(inertial sensor)는 공간의 제약 없이 동작을 높은 정밀도로 감지할 수 있어, 인간 동작 추적 기술에 효과적으로 적용되고 있다. 예로, 신체에 착용된 센서의 신호로부터 신체 분절의 자세[1-4] 또는 위치[5-7] 정보를 추정할 수 있으며, 이를 바탕으로 전신의 동작을 추적 가능하다[8-10]. 이 때 인체는 다수의 분절들이 관절들을 통해 연쇄적으로 연결되어 있는

다관절 시스템으로 모델링되며, 인체의 동작추적을 위해서는 신체 분절간 상대위치 정보가 필수적으로 요구된다[11-15].

상대위치를 결정하는 일반적인 방법은 인접한 신체 분절들이 구형 관절을 통해 연결되어 있다는 가정을 바탕으로, 각 분절의 자세 정보와 분절 좌표계의 원점부터 관절중심까지의 위치벡터(segment-to-joint center vector, 이하 S2J 벡터)를 결합하는 것이다. 이때 신체 분절들을 강체로 가정하여, 분절에 대한 관절중심 위치가 고정되어 있다는 전제하에 S2J 벡터를 고정 상수로 취급한다. 따라서 캘리브레이션 절차[16-18]를 통해 상수의 S2J 벡터를 선결하고 난 후에, 추정된 자세 정보를 결합함으로써 상대위치를 결정하게 된다.

그러나 실제로 신체에서는 근육과 피부의 연조직 변형이 발생하기 때문에 신체 분절은 비강체에 해당하며, 인접한 분절들은 인대와 힘줄 등으로 연결되어 있기 때문에 신체 관절을 구형 관절로 취급하기 어렵다[19-21]. 이러한 인체의 비강체성으로 인해 분절 좌표계에 대한 관절중심 위치는 고정되어 있지 않고 변동되며, 이는 상수 S2J 벡터와 자세 정보를 결합하여 추정된 상대위치의 정확도를 저하시키는 요인이다. 따라서 정밀한 상대위치 추정이 이뤄지기 위해서는 비강체성에 따른 S2J 벡터

¹한경대학교 기계공학과(Mechanical Engineering, Hankyong National University)

327 Jungang-ro, Anseong, Gyeonggi 456-749, Korea.

²한경대학교 ICT 로봇기계공학부 (School of ICT, Robotics & Mechanical Engineering, Hankyong National University)

327 Jungang-ro, Anseong, Gyeonggi 456-749, Korea.

⁺Corresponding author: jklee@hknu.ac.kr

(Received : Mar. 14, 2022, Revised : Apr. 29, 2022, Accepted : May 16, 2022)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

의 변형이 고려되어야 한다.

이에 대한 근본적인 해결책은 S2J 벡터를 시변(time-varying) 처리하는 것이다[13-15]. 즉, S2J 벡터를 고정 상수로 결정하는 대신, 시변 벡터로 결정하여 신체 변형에 따른 S2J 벡터의 변형을 반영하는 것이다. 이를 위해서는 분절과 관절 각각의 위치 정보가 필요하지만, 관성센서로부터 이 위치 정보들을 추정하는 데에는 한계가 있다. 그럼에도 불구하고 S2J 벡터를 시변으로 처리하기 위한 연구가 드물게 진행되었다.

참고문헌 [13]은 센서에 대한 관절중심 위치를 실시간으로 추정 가능한 칼만필터(Kalman filter)를 제안하였으며, 이를 위해 관절중심 가속도에 대한 운동 방정식을 이용하였다. 이로써 비강체성을 고려한 추정이 이뤄졌지만, 관절중심의 가속도가 미미하다는 전제에 기반하기 때문에 관절이 크게 움직이지 않는 동작에 제한된다는 한계점을 지닌다. 참고문헌 [14]는 상대위치 추정에서 인접한 두 분절의 S2J 벡터를 시변으로 추정하는 칼만 필터를 제안하였다. 제안된 칼만필터에서는 두 분절에 대한 관절중심 가속도의 구속조건 식을 적용함으로써 신체 변형에 따른 S2J 벡터의 변형을 고려하였으나, 구속조건 식 또한 구형 관절에 기반한다는 점에서 신체 변형의 영향을 제한적으로 고려한다는 한계점을 갖는다.

참고문헌 [15]에서는 각 관절마다 S2J 벡터의 변형과 높은 상관관계를 갖는 특정 변수(이하 변형관련 변수)가 존재한다는 가정을 바탕으로 회귀법을 적용한 방법을 제안하였다. 이 방법은 학습 데이터로부터 변형관련 변수를 입력으로 S2J 벡터를 출력하는 함수를 도출한 후에, 도출된 함수를 이용하여 시변 S2J 벡터를 결정하는 방식이다. 소개된 방법의 핵심은 S2J 벡터의 변형과 관련된 특정 변수를 입력 변수로 이용하여 비강체성의 영향을 고려하는 것이다. 이에 따라서 S2J 벡터의 변형을 적절하게 고려할 수 있는 입력 변수가 선정되어야 하며, 이는 상대위치의 추정 정확도를 결정짓는 요소이다.

본 연구에서는 참고문헌 [15]의 시변 S2J 벡터를 통한 상대위치 추정에서 변형관련 변수가 추정 정확도에 미치는 영향에 대하여 고찰하였다. 시변 분절-관절 벡터를 통해 상대위치 추정의 정확도를 향상시키는 접근법에 있어, 분절별로 최적의 변형관련 변수를 찾는 것이 매우 중요하다. 이를 위해, 상체의 주요 분절인 흉부(sternum)와 상박(upper arm), 전박(forearm)을 대상으로 관절 및 관절각의 성분에 따른 상대위치의 추정 정확도를 비교하였다. 또한, 상대위치의 추정오차 관점에서 단일변수를 적용하는 경우와 다중변수를 적용하는 경우의 영향성을 비교 분석하였다.

2. 방법 및 실험

2.1 시변 분절-관절 벡터를 통한 상대위치 추정

인체의 분절들은 몸통을 중심으로 관절들을 통해 연쇄적으로

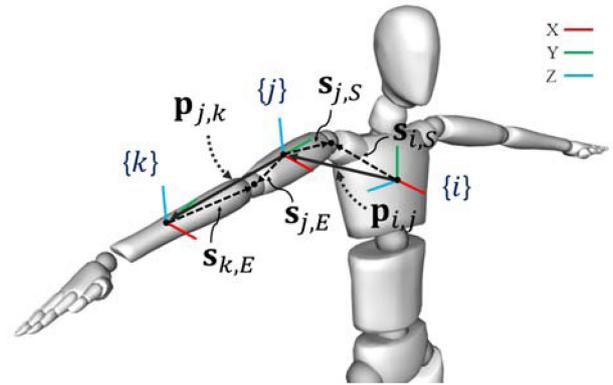


Fig. 1. Upper body model

연결되어 있으며, 특정 관절(J)을 기준으로 몸의 중심부에 근접한 분절(p)과 말단부에 근접한 분절(d)로 구분 가능하다. 신체 분절에 부착된 센서의 좌표계가 해당 분절의 좌표계와 동일하다고 가정하였을 때, 분절 p 에 대한 분절 d 의 상대위치 ${}^p\mathbf{p}_{p,d}$ 는 다음과 같이 결정된다.

$${}^p\mathbf{p}_{p,d} = {}^p\mathbf{s}_{p,J} - {}^d\mathbf{R}^d \mathbf{s}_{d,J} \quad (1)$$

여기서 벡터의 좌측 윗첨자는 벡터를 관찰한 좌표계를 의미하며, ${}^p\mathbf{s}_{p,J}$ 와 ${}^d\mathbf{s}_{d,J}$ 는 각각 분절 p 와 d 에 대한 S2J 벡터, ${}^d\mathbf{R}$ 는 분절 p 에 대한 분절 d 의 상대자세를 나타내는 회전행렬에 해당한다. 위의 식에서 분절 d 에 대한 S2J 벡터는 상대자세 행렬로 인하여 좌표계 p 에서 관찰된 벡터 ${}^p\mathbf{s}_{d,J}(= {}^d\mathbf{R}^d \mathbf{s}_{d,J})$ 로 변환되며, 이에 따라 위의 식을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$${}^p\mathbf{p}_{p,d} = {}^p\mathbf{s}_{p,J} - {}^p\mathbf{s}_{d,J} \quad (2)$$

식 (2)는 분절 p 부터 관절 중심까지의 벡터 ${}^p\mathbf{s}_{p,J}$ 와 분절 d 부터 관절 중심까지의 벡터 ${}^p\mathbf{s}_{d,J}$ 가 결합되어 두 분절간 상대위치 벡터가 결정되는 과정을 나타낸다.

본 연구에서는 상체의 주요 분절인 흉골(i)과 상박(j), 전박(k)을 대상으로 분절간 상대위치 추정을 수행한다. 세 개의 상체 분절들은 어깨 관절(S)과 팔꿈치 관절(E)을 통해 순차적으로 연결되며, 두 관절들을 구형 관절로 가정하였을 때, 식 (1)을 이용하여 Fig. 1에 보여지는 흉골-상박(${}^i\mathbf{p}_{i,j}$)과 상박-전박(${}^j\mathbf{p}_{j,k}$)의 상대위치 벡터를 결정할 수 있다.

기존에는 신체 분절이 강체라는 가정하에, 고정상수의 S2J 벡터 ${}^p\bar{\mathbf{s}}_{p,J}$ 와 ${}^d\bar{\mathbf{s}}_{d,J}$ 를 사전에 미리 결정하고 난 후에, 이를 이용하여 상대위치 벡터를 ${}^p\mathbf{p}_{p,d} = {}^p\bar{\mathbf{s}}_{p,J} - {}^d\mathbf{R}^d \bar{\mathbf{s}}_{d,J}$ 로 결정하였다. 하지만 분절-관절중심 위치는 비강체성의 영향으로 인해 변동되기 때문에 S2J 벡터는 고정 상수가 아닌 시변 벡터로 결정되어야 한다. 본 연구에서는 참고문헌 [15]의 방법에 따라서 S2J 벡터를 신체 변형과 연관되는 특정 변수의 함수로 도출한 후에, 이를 바탕으로 시변 S2J 벡터를 결정한다. 이때 변형관련 변수로 단일변수를 적용하는 경우와 다중변수를 적용하는 경우, 이

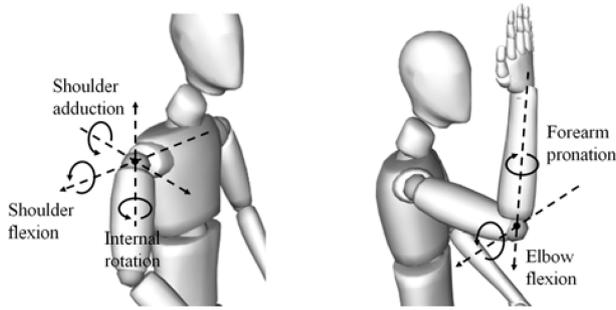


Fig. 2. Axes of rotation of shoulder and elbow

두가지로 접근하였다.

첫째로 단일변수를 적용하는 경우, 관절 J 에 대한 S2J 벡터 ${}^p\mathbf{s}_{p,J}$ 와 ${}^d\mathbf{s}_{d,J}$ 를 변형관련 변수 x_j 의 함수 $\mathbf{s}_{J,J} = f_j^*(x_{J,J})$ 로 도출한다. 두번째로 다중변수를 적용한 경우에는, S2J 벡터를 두개의 변수 $x_{j,1}$ 와 $x_{j,2}$ 의 함수 $\mathbf{s}_{J,J} = f_j^*(x_{J,1}, x_{J,2})$ 의 형태로 도출한다. 도출된 함수를 통해 시변 S2J 벡터를 결정하고 난 후에, 시간 t 에서의 상대위치 벡터를 다음과 같이 결정할 수 있다.

$${}^p\mathbf{p}_{p,d,t} = {}^p\mathbf{s}_{p,J,t} - {}^d\mathbf{R}_t {}^d\mathbf{s}_{d,J,t} \quad (3)$$

2.2 변형관련 변수의 선정

참고문헌 [15]에서는 신체 변형이 관절의 회전 운동과 연관된다고 가정하여, 각 관절에서 회전 범위가 가장 넓은 굴절각을 변형관련 변수로 선정하였다. 그러나 신체 관절은 다자유도 시스템이기 때문에, 특정 축의 회전 각도만을 이용하여 S2J 벡터의 변형을 세세하게 반영하기 어려울 것으로 추측된다. 따라서 다양한 축의 회전 각도를 변형관련 변수로 적용하여 그에 따른 상대위치 추정 정확도를 비교하고자 한다.

Fig. 2는 어깨와 팔꿈치 관절의 회전 축을 보여준다. 어깨 관절은 주로 3자유도 관절로 모델링되며, 이에 대한 회전은 굴곡/신전과 내전/외전, 그리고 내회전/외회전에 해당한다. 이 중 내회전/외회전은 비교적 작은 회전 범위를 나타내므로, 이를 제외한 어깨의 굴곡(shoulder flexion 이하 ShFl)과 내전(shoulder adduction 이하 ShAd) 각도를 어깨 관절에 대한 후보 변수로 선정하였다. 팔꿈치 관절의 경우, 일반적으로 굴곡/신전만이 가능한 1자유도의 경첩 관절로 모델링되지만, 전박의 회내/회외 또한 상박-전박의 상대위치 추정에 영향을 준다. 따라서 팔꿈치 관절에 대해서는 팔꿈치의 굴곡(elbow flexion이하 EIFl)과 회내(elbow pronation이하 EIPr) 각도를 후보 변수로 선정하였다.

본 연구는 선정된 후보 변수들을 바탕으로, 단일 변수를 적용하는 경우와 다중변수를 적용하는 경우를 함께 비교하였다. 우선, 단일 변수의 경우에는 해당 관절의 단일 각도가 사용되었다. 예로, 어깨 관절은 굴곡(ShFl) 또는 내전(ShAd) 각도를 사용할 수 있다. 다중변수의 경우에는 해당 관절의 두 가지 회전축에

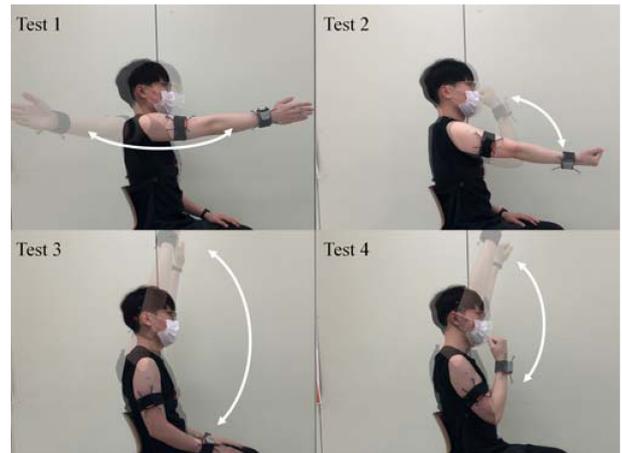


Fig. 3. Experimental motions

대한 각도, 또는 서로 다른 두 관절의 각도들을 조합하여 변형 관련 변수로 적용하였다. 예로, 어깨 관절에 대한 변수는 다음의 5가지의 경우로 조합 가능하다: ShFl-ShAd와 ShFl-EIFl, ShAd-EIFl, ShFl-EIPr, ShAd-EIPr. 이와 같이 선정된 변수들을 이용하여 2.1장의 방법에 따라 시변 S2J 벡터를 결정하고 난 후, 식 (3)을 통하여 상대위치를 결정하였다.

2.3 실험

상체 분절들을 대상으로 변형관련 변수에 따른 상대위치 추정 정확도를 비교 분석하기 위해 참고문헌 [22]의 실험 데이터를 이용하였다. 실험에서는 3축 가속도계와 3축 자이로스코프, 3축 지자기센서를 포함하는 관성센서 모듈인 MTw(Xsens Technologies B. V., Netherlands)가 사용되었으며, 각 MTw는 벨크로 밴드를 이용하여 흉골과 왼쪽 상박 및 전박의 측면에 부착되었다. 상대위치의 추정 정확도를 평가하기 위한 참조값은 광학 모션캡처 시스템인 OptiTrack Flex13(Natural Point, USA)을 통해 제공되었다. 이때 모션캡처 시스템을 통해 센서 좌표계의 참조 자세를 계측하기 위하여, 세 개의 광학 마커가 고정된 마커 클러스터에 동일한 좌표계의 자세가 되도록 MTw를 부착하였다. 센서의 자세는 참고문헌 [23]의 추천법에 따라서 분절 좌표계와 일치하도록 정렬되었으며, 관절각은 분절 간의 자세 행렬로부터 오일러(Euler) 각도의 형태로 추출되었다. 상대위치의 참조값(Ref)은 모션캡처 시스템을 통해 측정된 두 센서의 위치 벡터를 이용하여 결정되었다.

실험은 2명의 건강한 27세 남성 피실험자들을 대상으로 상체의 네 가지 특정 동작을 반복하여 진행되었으며, Fig. 3은 각 Test에 대한 동작들을 보여준다. 각 Test는 총 5번의 시행으로 진행되었으며, 그 중 한개의 데이터는 회귀 학습을 위한 데이터로, 나머지는 검증용 데이터 사용되었다.

변형관련 변수가 상대위치의 추정 정확도에 미치는 영향을 고

Table 1. Averaged RMSE (% of range) results of relative positions [mm]

		Deformation-related variables							
Sternum-to-upper arm		Conv	ShFl	ShAd	ShFl-ShAd	ShFl-EIFl	ShAd-EIFl	ShFl-EIPr	ShAd-EIPr
Test 1	S1	16.60 (10.12)	8.81 (5.80)	15.70 (8.66)	7.25 (4.64)	8.82 (6.03)	18.73 (10.45)	7.73 (5.21)	11.67 (6.35)
	S2	23.68 (11.62)	14.40 (8.35)	18.79 (13.86)	10.66 (7.21)	12.18 (7.37)	17.74 (13.73)	12.44 (7.32)	14.88 (10.91)
Test 2	S1	12.85 (22.50)	4.87 (8.20)	5.91 (10.46)	4.62 (7.08)	5.45 (9.20)	6.92 (11.43)	4.86 (7.60)	5.78 (9.46)
	S2	11.02 (17.10)	11.14 (15.21)	10.60 (15.74)	7.13 (8.90)	9.15 (11.42)	11.08 (16.41)	7.52 (9.31)	10.16 (14.59)
Test 3	S1	27.77 (16.95)	6.93 (4.28)	15.21 (9.15)	5.51 (3.38)	6.48 (4.06)	13.39 (7.85)	6.34 (3.97)	14.82 (8.73)
	S2	36.56 (27.01)	9.75 (8.26)	22.60 (16.23)	6.90 (5.42)	11.29 (9.72)	22.12 (15.86)	9.08 (7.55)	20.99 (14.31)
Test 4	S1	35.42 (21.02)	6.70 (3.86)	23.08 (13.75)	6.66 (3.77)	6.30 (3.63)	21.92 (13.34)	6.85 (4.06)	16.70 (9.91)
	S2	39.79 (23.82)	9.27 (6.19)	27.46 (16.06)	6.86 (4.38)	9.79 (6.01)	25.64 (14.82)	11.62 (7.39)	23.16 (13.89)
Average		25.46 (18.77)	8.98 (7.52)	17.42 (12.99)	6.95 (5.60)	8.68 (7.18)	17.19 (12.99)	8.31 (6.55)	14.77 (11.02)
Upper arm-to-forearm		Conv	EIFl	EIPr	EIFl-EIPr	ShFl-EIFl	ShAd-EIFl	ShFl-EIPr	ShAd-EIPr
Test 1	S1	9.72 (5.92)	11.71 (7.28)	8.40 (5.12)	9.90 (6.18)	4.41 (2.56)	12.21 (7.57)	5.58 (3.11)	7.76 (4.73)
	S2	7.34 (6.21)	8.30 (6.74)	4.33 (3.42)	3.95 (3.05)	4.35 (3.54)	7.04 (5.76)	3.14 (2.46)	4.66 (3.70)
Test 2	S1	12.17 (6.66)	7.67 (3.66)	6.46 (3.07)	4.78 (2.54)	4.68 (2.13)	4.36 (2.26)	6.19 (2.85)	6.46 (3.31)
	S2	8.04 (5.32)	5.07 (2.58)	4.77 (2.95)	3.59 (1.92)	3.64 (1.88)	4.50 (2.27)	5.03 (3.16)	4.71 (2.65)
Test 3	S1	13.90 (7.31)	5.68 (2.93)	6.96 (3.46)	5.67 (2.95)	3.45 (1.73)	5.53 (2.88)	4.42 (2.13)	7.15 (3.69)
	S2	7.82 (6.15)	7.12 (5.62)	4.90 (3.59)	5.37 (3.96)	6.03 (5.09)	6.88 (5.44)	2.74 (2.22)	5.44 (4.13)
Test 4	S1	15.45 (8.56)	7.61 (4.14)	9.22 (4.51)	5.96 (3.06)	2.93 (1.44)	8.47 (4.51)	6.96 (3.24)	8.78 (4.54)
	S2	10.99 (5.18)	7.39 (3.25)	8.14 (3.92)	6.23 (2.91)	4.89 (2.34)	7.72 (3.53)	5.66 (2.89)	7.49 (3.63)
Average		10.68 (6.41)	7.57 (4.52)	6.65 (3.76)	5.68 (3.32)	4.30 (2.59)	7.09 (4.28)	4.97 (2.76)	6.56 (3.80)

잘하기 위해, 흉부-상박과 상박-전박 위치의 추정 결과를 비교 분석하였다. 이때 상대위치의 정확도는 S2J 벡터의 변형뿐만이 아닌 자세의 정확도에도 영향을 받게 되는데, 본 연구에서는 S2J 벡터의 변형만을 고려하기 위하여 참조 자세를 사용하였다. 참조 자세는 광학 모션캡처를 통해 측정된 세 개의 광학 마커 위치로부터 결정된다. S2J 벡터의 시변화를 통한 비강체성의 보상 효과를 확인하기 위해 상수 S2J 벡터를 이용하는 기존의 추정 방법(Conv)을 함께 비교하였다. 여기서 상수 벡터는 [16]의 최소 자승법에 기반한 캘리브레이션을 통해 결정되었다. 상대위치의 추정 정확도는 참조 상대위치에 대한 RMSE(root mean squared error)를 통해 비교 분석되었다.

3. 결과 및 고찰

Table 1은 두 명의 피실험자(S1, S2)에 대한 흉골-상박과 상박-전박의 추정 RMSE와 상대위치의 범위에 대한 RMSE의 비율을 보여주고 있다. 여기서 각 Test에 대한 결과는 4개 검증 데이터에 대한 결과의 평균값에 해당한다. Fig. 4와 5는 각각 피실험자 1의 Test 1과 3에 대한 흉골-상박과 상박-전박의 추정 결과를 보여주고 있다.

대부분의 결과에서 시변 S2J 벡터를 적용한 방법이 상수 벡터를 사용하는 방법에 비해 우수한 정확도를 나타냈다. 이는 S2J 벡터를 시변으로 처리하는 것 자체로 비강체성의 영향을 어느 정도 반영할 수 있음을 보여준다. 그럼에도 변수의 선정에 따라서 추정 정확도가 매우 상이하였으며, 특히 다중변수의 적용시 조합된 각도의 종류에 따라서 정확도가 크게 달라지는 것을 확인하였다. 또한 동작에 따라서는 정확도 개선 정도가 달라지는 모습이 확인되었다.

흉부-상박의 추정 결과에서 단일변수인 ShFl과 ShAd를 비교하였을 때, 두 변수의 평균 RMSE는 각각 8.98 mm(7.52%)과 17.42 mm(12.99%)로, ShFl을 적용한 경우가 우세하였다. 또한 ShFl은 어깨의 굴곡/신전이 반복되는 Test 3과 4에서 높은 수준의 정확도 개선을 보였다. 이 결과는 분절-관절중심 위치의 변형을 특징지을 수 있는 움직임으로 어깨의 굴곡/신전이 비교적 적합하다는 것을 보여준다. 다중변수를 적용한 5가지의 경우를 비교하였을 때, ShFl-ShAd의 결과가 가장 우수한 추정 정확도를 나타냈으며, 그 외에 ShFl-EIFl과 ShFl-EIPr의 결과에서도 단일변수로 ShFl을 사용한 경우에 비해 향상된 정확도를 보였다. 이는 어깨 관절의 주요 회전축인 굴곡/신전과 함께 다른 각도를 동시에 고려함으로써 S2J 벡터의 변형을 보다 효과적으로 반영할 수 있다는 것을 보여주며, 그 중 어깨의 내전/외전을 동시에

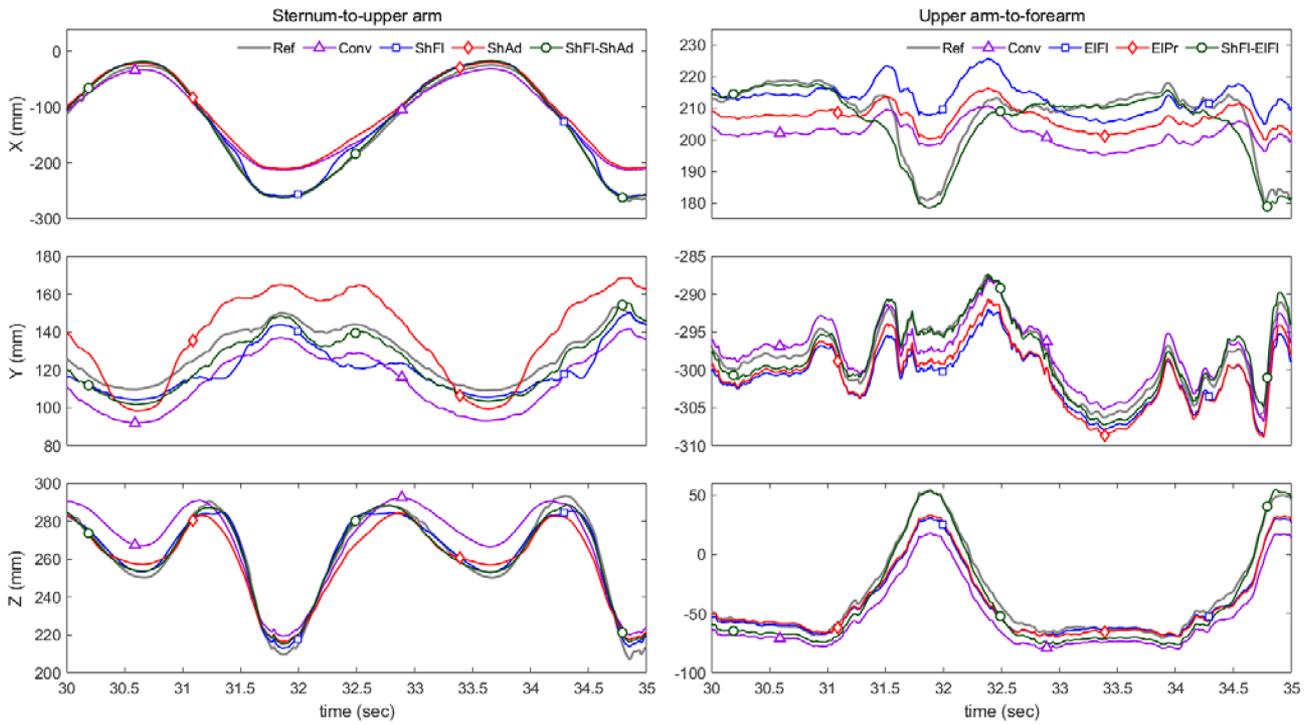


Fig. 4. Estimation results of Test 1 from Subject 1

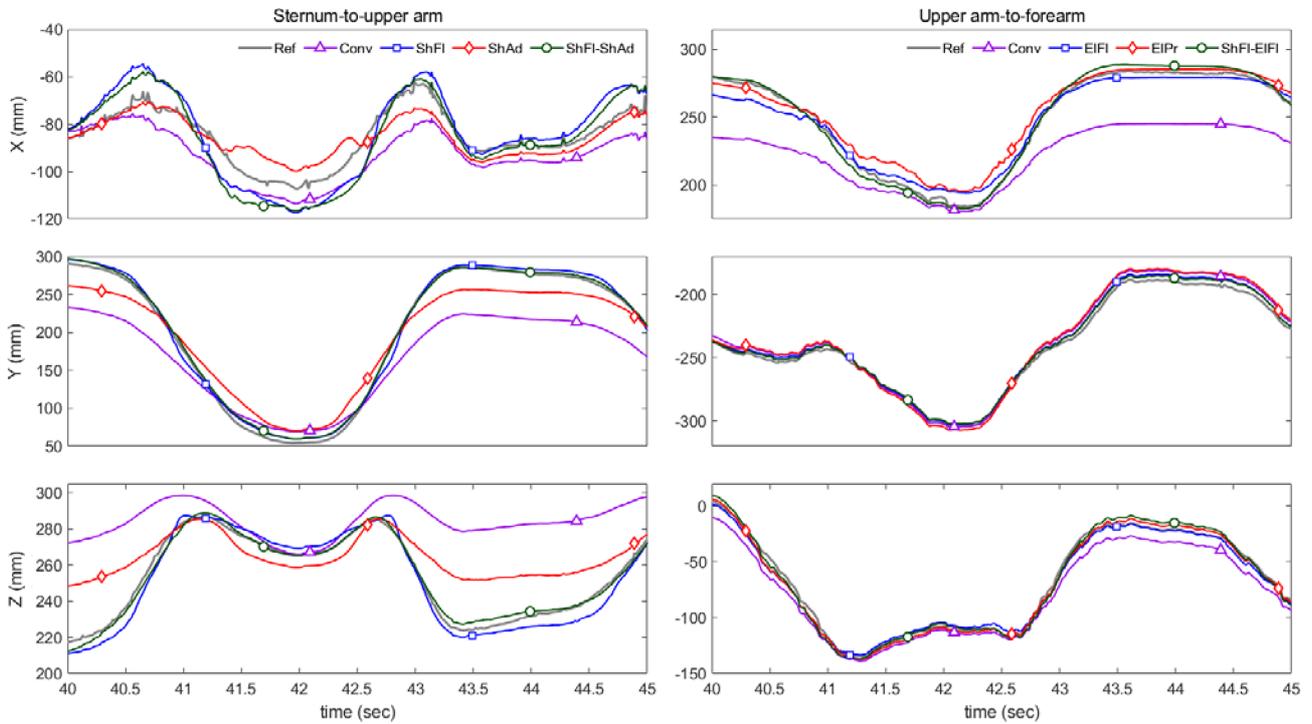


Fig. 5. Estimation results of Test 3 from Subject 1

고려하였을 때가 가장 적합하다는 것을 알 수 있다. 이에 더하여 어깨 관절에 대한 S2J 벡터의 변형이 팔꿈치 관절의 회전과도 연관되어 있는 것으로 추측된다.

상박-전박의 결과에서 EIFI와 EIPr의 추정 RMSE를 비교하였

을 때, 각각 7.57 mm(4.52%)와 6.65 mm(3.76%)로, 평균적으로는 EIPr의 결과가 비교적 우수하였다. 이는 팔꿈치의 주요 회전인 굴곡/신전에 비해 전박의 회내/회외의 각도가 팔꿈치 관절에 대한 S2J 벡터의 변형을 비교적 효과적으로 고려할 수 있다는

것을 보여준다. 다만, 팔꿈치의 굴곡/신전과 전박의 회내/회외가 함께 이뤄지는 Test 4에서는 EIFI이 근소한 차이지만 더 높은 정확도를 나타냈다. 다중변수를 적용한 경우들에 대해 비교하였을 때, 팔꿈치에 대한 각도들을 조합한 EIFI-EIPr보다 ShFI-EIFI과 ShFI-EIPr에서의 추정 정확도가 우수하였으며, 특히 Test 4에서는 ShFI-EIFI이 가장 우수한 정확도를 보였다. 이를 통해 어깨의 굴곡/신전이 팔꿈치에 대한 분절-관절 위치에 크게 영향을 주는 것을 알 수 있다. 따라서 팔꿈치에 대한 S2J 벡터의 변형을 고려하기 위해서는 어깨의 굴절각이 변형관련 변수로 함께 적용되어야 한다.

피실험자 1의 Test 1과 3에 대한 추정 결과에서는 변형관련 변수에 따라서 추정 성능이 상이하게 나타나는 모습이 확인되었다. 흉골-상박의 결과에서는 ShAd를 제외한 나머지의 경우에 대한 결과가 비교적 높은 성능을 나타냈으며, ShFI과 ShFI-ShAd를 비교하였을 때, 다중변수를 적용한 경우가 비교적 참조값에 근접하게 추정되는 모습을 나타냈다. 상박-전박의 결과에서도 마찬가지로, 단일변수를 적용한 경우에 비해 다중변수로 어깨와 팔꿈치 관절의 굴곡/신전 각도를 적용하는 경우가 우수한 추정 성능을 나타냈다.

분절-관절 벡터의 변형을 고려하기 위한 변수로, 다중변수를 적용하는 경우가 단일변수의 경우에 비해 더 높은 정확도를 나타내는 것은 당연한 결과로 여겨질 수 있다. 다만, 본 연구의 결과를 통하여 S2J 벡터의 변형을 더욱 효과적으로 반영할 수 있는 최적의 변수를 선정하였다는 점과, 특정 관절에 대한 S2J 벡터가 또다른 관절의 움직임에도 영향을 받는 것을 확인하였다는 점에서 의미가 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 시변 S2J 벡터를 통한 상대위치 추정시 변형관련 변수가 추정 정확도에 미치는 영향에 대하여 고찰하였다. 본 연구에서 대상으로 하는 상대위치 추정법은 회귀법을 통해 S2J 벡터를 변형관련 변수의 함수로 나타낸 후에, 이를 바탕으로 시변 S2J 벡터를 결정하는 방식이다[15]. 따라서 변형관련 변수는 상대위치의 추정 정확도를 결정짓는 요소에 해당한다. 본 연구에서는 변형관련 변수로써 분절별로 단일 및 다중변수를 적용함에 따른 상대위치의 추정 정확도를 비교 분석하였다.

상체의 주요 분절들인 흉부와 상박, 전박을 대상으로 하였을 때, 흉부-상박과 상박-전박의 결과에서 단일변수로 각각 어깨의 굴절각과 손목의 회내각을 적용한 경우가 가장 우수하였다. 다중변수의 경우에는, 흉부-상박에서 어깨의 굴절 및 내전 각도를, 상박-전박에서 어깨와 팔꿈치 관절의 굴절각을 적용한 경우가 가장 우수하였다. 또한 단일변수와 다중변수 각각에 대해 가장 우수한 경우를 비교하였을 때, 다중변수를 적용한 경우가 단일변수를 적용한 경우 대비 2.19 mm 향상된 추정 정확도를 보였다.

단, 본 연구에서는 두 명의 피실험자만을 대상으로 분석되었기 때문에, 실험 결과를 일반화하기는 어렵다. 따라서 추후 연구에서는 더욱 다양한 연령대와 성별을 대상으로 하여 통계적으로 분석해야 할 것으로 보인다.

감사의 글

본 연구는 한경대학교 2021년도 학술연구조성비의 지원에 의한 것임

REFERENCES

- [1] H. J. Luinge and P. H. Veltink, "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 43, No. 2, pp. 273-282, 2005.
- [2] J. K. Lee and E. J. Park, "A fast quaternion-based orientation optimizer via virtual rotation for human motion tracking", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 56, No. 5, pp. 1574-1582, 2008.
- [3] H. G. Kortier, J. Antonsson, H. M. Schepers, F. Gustafsson, and P. H. Veltink, "Hand pose estimation by fusion of inertial and magnetic sensing aided by a permanent magnet", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, Vol. 23, No. 5, pp. 796-806, 2014.
- [4] J. K. Lee, "A parallel attitude-heading Kalman filter without state-augmentation of model-based disturbance components", *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 68, No. 7, pp. 2668-2670, 2019.
- [5] W. C. Jung and J. K. Lee, "Comparison of drift reduction methods for pedestrian dead reckoning based on a shoe-mounted IMU", *J. Sens. Sci. Technol.*, Vol. 28, No. 6, pp. 345-354, 2019.
- [6] D. Roetenberg, P. J. Slycke, and P. H. Veltink, "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 54, No. 5, pp. 883-890, 2007.
- [7] M. S. Lee, H. Ju, J. W. Song, and C. G. Park, "Kinematic model-based pedestrian dead reckoning for heading correction and lower body motion tracking", *Sensors*, Vol. 15, No. 11, pp. 28129-28153, 2015.
- [8] G. Pons-Moll, A. Baak, T. Helten, M. Müller, H. Seidel, and B. Rosenhahn, "Multisensor-fusion for 3D full-body human motion capture", *Proc. of IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 663-670, San Francisco, CA, USA, 2010.
- [9] Y. Zheng, K. C. Chan, and C. C. Wang, "Pedalvatar: An IMU-based real-time body motion capture system using foot rooted kinematic model", *Proc. of 2014 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 4130-4135, Chicago, Illinois, USA, 2014.
- [10] M. Kok, J. D. Hol, and T. B. Schön, "An optimization-based approach to human body motion capture using iner-

- tial sensors”, *Proc. of 19th World Congr. Int. Federation Autom. Control*, pp. 79-85, Cape Town, South Africa, 2014.
- [11] H. Zhou, H. Hu, and Y. Tao, “Inertial measurements of upper limb motion”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 44, No. 6, pp. 479-487, 2006.
- [12] A. Atrsaiei, H. Salarieh, A. Alasty, and M. Abediny, “Human arm motion tracking by inertial/magnetic sensors using unscented Kalman filter and relative motion constraint”, *J. Intell. Robot. Syst.*, Vol. 90, No. 1, pp. 161-170, 2018.
- [13] S. G. de Villa, A. J. Martín, and J. J. G. Domínguez, “Adaptive IMU-based calibration of the center of joints for movement analysis: One case study”, *Proc. of 2020 IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl.*, pp. 1-6, 2020.
- [14] C. J. Lee and J. K. Lee, “Relative position estimation using Kalman filter based on inertial sensor signals considering soft tissue artifacts of human body segments”, *J. Sens. Sci. Technol.*, Vol. 29, No. 4, pp. 237-242, 2020.
- [15] C. J. Lee and J. K. Lee, “Wearable IMMU-based relative position estimation between body segments via time-varying segment-to-joint vectors”, *Sensors*, Vol. 22, No. 6, pp. 2149, 2022.
- [16] J. Cameron and J. Lasenby, “A real-time sequential algorithm for human joint localization”, *Proc. of ACM SIG-GRAPH 2005 Posters*, pp. 107, New York, USA, 2005.
- [17] T. Seel, T. Schauer, and J. Raisch, “Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints”, *Proc. of IEEE Int. Conf. Control Appl.*, pp. 45-49, Dubrovnik, Croatia, 2012.
- [18] J. K. Lee, “Verification of two least-squares methods for estimating center of rotation using optical marker trajectory”, *J. Sens. Sci. Technol.*, Vol. 26, No. 6, pp. 371-378, 2017.
- [19] E. Grimpampi, V. Camomilla, A. Cereatti, P. De Leva, and A. Cappozzo, “Metrics for describing soft-tissue artefact and its effect on pose, size, and shape of marker clusters”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 61, No. 2, pp. 362-367, 2013.
- [20] D. L. Benoit, M. Damsgaard, and M. S. Andersen, “Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics”, *J. Biomech.*, Vol. 48, No. 10, pp. 2124-2129, 2015.
- [21] F. D’Isidoro, C. Brockmann, and S. J. Ferguson, “Effects of the soft tissue artefact on the hip joint kinematics during unrestricted activities of daily living”, *J. Biomech.*, Vol. 104, pp. 109717(1)-109717(10), 2020.
- [22] C. J. Lee and J. K. Lee, “Inertial sensor-based relative position estimation between upper body segments considering non-rigidity of human bodies”, *J. Korean Soc. Precis. Eng.*, Vol. 38, No. 3, pp. 215-222, 2021.
- [23] G. Wu, F. C. Van der Helm, H. D. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand”, *J. Biomech.*, Vol. 38, No. 5, pp. 981-992, 2005.