

## 자기공명 영상을 이용한 피부 움직임 에러 분석에 관한 연구

류재현\*, N. Miyata\*\*, M. Kouchi\*\*, M. Mochimaru\*\*, 이관형#

### Analysis of Skin Movement Artifacts Using MR Images

Jae Hun Ryu\*, Natsuki Miyata\*\*, Makiko Kouchi\*\*, Masaaki Mochimaru\*\* and Kwan H. Lee#

#### ABSTRACT

The skin movement artifacts are referred to as the relative motion of skin with respect to the motion of underlying bones. This is of great importance in joint biomechanics or internal kinematics of human body. This paper describes a novel experiment that measures the skin movement of a hand based on MR(magnetic resonance) images in conjunction with surface modeling techniques. The proposed approach consists of 3 phases: (1) MR scanning of a hand with surface makers, (2) 3D reconstruction from the MR images, and (3) registration of the 3D models. The MR images of the hand are captured by 3 different postures. And the surface makers which are attached to the skin are employed to trace the skin motion. After reconstruction of 3D models from the scanned MR images, the global registration is applied to the 3D models based on the particular bone shape of different postures. The results of registration are then used to trace the skin movement by measuring the positions of the surface markers.

**Key Words:** skin movement artifacts (피부 움직임 에러), MR image (자기공명 영상), surface modeling (서피스 모델링), registration (정합), biomechanics (생체역학)

#### 1. 서론

생체역학에서 뼈의 형상, 위치 변화, 방향성 등의 데이터들은 관절의 운동을 해석하는데 중요한 정보로 사용된다. 뼈의 운동을 해석하기 위해서 여러 방법을 사용 할 수 있지만, 이른바 생체 조건(*in vivo*) 실험이 많이 사용되고 있다.<sup>1,2,3,4</sup> 그러나 이러한 방법은 실험대상 또는 환자에게 신체적인 가해(加害)를 끼칠 수 있기 때문에, 이를 극복

할 수 있는 대안이 필요하다.<sup>5</sup>

일반적으로 인체에 가해 없이 뼈의 운동을 측정하기 위해서 실험대상의 피부에 마커를 부착하고 이를 모션캡처 시스템과 같은 광학장비를 이용하여 부착한 마커의 움직임을 측정한다.<sup>6,7</sup> 이 과정에서 실제 운동의 주체는 뼈임에도 불구하고, 피부에 부착한 마커를 측정함에 따라서 실제 뼈의 운동과 측정하는 마커의 운동과의 차이가 발생하게 된다. 즉 뼈가 운동함에 따라서 피부의 움직임

\* 2003년 6월 24일 접수, 게재승인일: 2004년 5월 7일

\* 광주과학기술원 기전공학과 Intelligent Design & Graphics 연구실

\*\* Digital Human Research Center, AIST (National Institute Advanced Industrial Science and Technology), Tokyo Waterfront, Japan

# 교신저자, 광주과학기술원 기전공학과 Intelligent Design & Graphics 연구실

Email: lee@kyebek.kjist.ac.kr Tel: (062) 970-2386

을 동반하는데 이때 발생하는 뼈와 피부의 상대적 인 움직임의 차이를 피부 움직임 에러(skin movement artifacts)라 한다.<sup>6,8</sup>

본 논문에서는 자기공명(magnetic resonance) 영상을 이용하여 손가락 뼈가 운동함에 따라 발생하는 피부의 움직임을 분석하는 방법을 제안한다.

## 2. 연구 배경

### 2.1 손의 해부학적 특징

해부학적으로 인간의 손은 고도로 발달되어 있어 여러 가지 기계적 동작을 할 수 있다. 손은 29 개의 뼈, 25 개 이상의 관절, 30 개 이상의 근육들로 이루어져 있다.

Fig. 1 은 손의 뼈와 관절의 명칭을 보여주고 있다. 엄지 손가락을 제외하고 나머지 손가락은 세 개의 관절로 이루어져 있다. 각 뼈의 명칭은 몸의 중심에 가장 가까운 쪽부터 중수골(中手骨, metacarpal bone), 기절골(基節骨, proximal phalanx), 중절골(中節骨, middle phalanx), 말절골(末節骨, distal phalanx)이라 한다. 그리고 각 관절의 명칭은 몸의 중심에 가까운 것부터 세어 제 1 관절, 제 2 관절, 제 3 관절이라 한다.

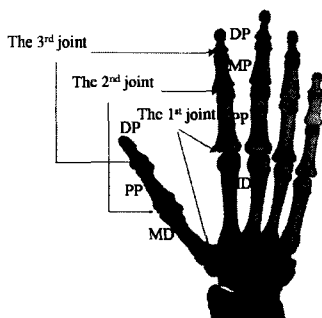


Fig. 1 Skeletons of a hand; MD(metacarpal bone), PP(proximal phalanx), MP(middle phalanx), DP(distal phalanx)

## 3. 제안된 방법

### 3.1 자기공명영상 획득

인체 내부의 데이터를 얻기 위해서 자기공명 촬영과 전산화단층(computed tomography)촬영 장비를 많이 사용한다. 일반적으로 CT 영상은 뼈를 촬

영하기에 가장 적합하고 고정밀도의 데이터 획득이 가능하나, CT 의 원리상 방사선을 사용하기 때문에 반복된 촬영은 인체에 나쁜 영향을 끼치게 된다. 따라서 본 연구에서는 동일한 피사체를 반복 촬영을 수행해야 되기 때문에 인체에 무해한 자기공명 영상을 사용하였다.

본 연구에서는 뼈의 움직임에 따른 피부 움직임을 분석하기 위해서 Fig. 2 와 같이 구형상의 마커를 각 손가락 마디마다 두 개씩 부착하고 원통형 지그(jig)를 사용하여 세가지 자세에 대한 자기공명 영상을 획득하였다. 지그를 사용함에 따라서 비교적 긴 시간의 촬영시간(10-15 분/자세) 동안 일관된 자세를 유지할 수 있으며 피사체의 움직임으로 인한 모션 노이즈(motion artifacts)를 줄일 수 있다. Fig. 2 (a)의 첫 번째 자세(posture 1)는 다섯 손가락을 모두 넓게 펼친 상태이고, Fig. 2 (b)의 두 번째 자세(posture 2)는 지름 54.3mm 의 원통형 지그를 잡고 있는 상태로 엄지 손가락과 집게 손가락이 약간 떨어져 있다. 마지막으로 Fig. 2 (c)의 세 번째 자세(posture 3)는 보다 지름 19.8mm 의 원통형 지그를 잡고 있는 상태로 엄지 손가락이 나머지 네 손가락 안쪽에 위치해 있다.

자기공명영상은 Siemens 社의 Magnetom 장비를 사용하여 각각의 자세에 대해서 약 100 여장의 단면 영상을 획득하였으며, 촬영 조건과 획득한 복셀(voxel) 정보를 Table 1 에 요약하였다.



Fig. 2 MR scanning of the hand with surface markers in 3 postures

Table 1 Scanning protocol and voxel information

Scanning protocol	
Time repetition/echo	11.40/4.40 ms
Flip angle	15.00°
Field of view	250 mm
Magnetic field strength	0.95T
Voxel information	
XY matrix size	256×256
Slice thickness	1.5 mm
Physical pixel spacing	0.98×0.98 mm
Bit per pixel	8 bits/pixel

### 3.2 자기공명 영상처리 및 3 차원 모델 생성

자기공명 영상처리, 뼈와 마커의 분할(segmentation), 3 차원 모델 생성을 위해서 자체 개발한 MediSurf<sup>9,10</sup> 를 사용하였으며, 소프트웨어에서 사용하고 있는 알고리즘은 다음과 같다.

#### 3.2.1 자기공명영상에서 뼈와 마커의 분할

의료영상의 데이터 교환을 위해서 Siemens 社의 Magnetom 장비의 포맷을 직접 읽어 영상 데이터를 처리하였다. CT 영상은 연부조직과 뼈 조직간의 대비가 높기 때문에 간단한 이진화(threshold) 알고리즘을 이용하여 뼈 영역을 쉽게 분할할 수 있으나, 자기공명영상은 연부조직과 뼈 조직간의 대비가 낮기 때문에 뼈 영역을 자동으로 분할하는 것은 어렵다.

본 논문에서는 이러한 분할의 문제를 해결하기 위해서 레벨셋(level-set) 알고리즘을 사용하였다. 레벨셋  $C$  는 주어진 픽셀 값  $v$  을 기준으로 각 단면영상에서 같은 픽셀 값  $v$  을 갖는 두 정점  $p$  와  $q$  으로 구성된 에지의 집합으로 식 (1)과 같이 표현된다.

$$C = \{E_i \mid E_i=(p, q) \text{ satisfies } f(i, j, k)=v\}, \quad (1)$$

where  $(i, j)$  is index on the edge  $E_i$  and,  $k$  indicates slice index.

레벨셋 알고리즘의 구현은 Marching cube 의<sup>11</sup> 2 차원 버전인 Marching square 알고리즘을 기반으로 하였다. Marching square 로부터 주어진 픽셀 값을 나타내는 경계선 에지를 추출하고 이에 연결성(connected-ness)과 관심영역의 내부와 외부를 구분하는 방향성(oriented-ness)을 부여하였다. Fig. 3 은 이러한 분할 예를 나타낸다. 작업자가 픽셀 값을

선택하면 자동으로 레벨셋을 추출한다. 자기공명 영상의 특성상 같은 단면이라 할지라도 뼈와 마커를 분할하기 위해서 여러 픽셀 값들을 사용해야 한다. Fig. 3 에서는 말절골에 50, 기절골과 중절골에 72, 중수골에는 98 의 세가지 픽셀 값에 대한 레벨셋을 이용하여 관심영역을 추출하였다.

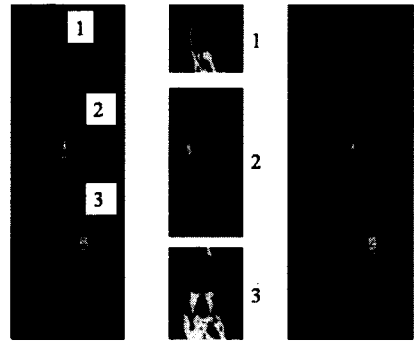


Fig. 3 Example of the segmentation using the level-set algorithm

#### 3.2.2 자기공명영상에서 3 차원 모델 생성

관심영역이 분할된 자기공명에서 3 차원 폴리곤 모델을 생성하기 위해서 Marching cube 를<sup>11</sup> 사용하였다. 일반적으로 Marching cube 에 의해서 생성된 3 차원 모델은 비다양체(non-manifold) 삼각형, 중첩(overlapped) 삼각형, 구멍(hole)과 같은 에러를 포함하고 있기 때문에 이를 제거한 후 스무딩 알고리즘을 적용하였다.

Fig. 4 는 관심영역인 손가락 뼈와 부착한 마커를 분할한 자기공명 영상에서 3 차원 모델을 생성한 결과를 보여주고 있다. 픽셀 값 60 을 기준으로 뼈와 마커의 3 차원 모델을 생성하였고 픽셀 값 40 을 기준으로 피부의 3 차원 모델을 생성하였다.



Fig. 4 Reconstructed 3D models from the segmented MR images of the postured hand

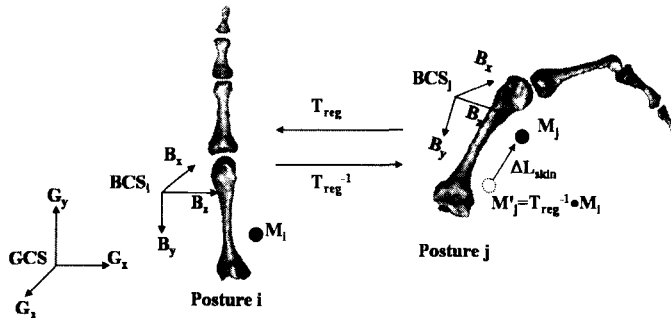


Fig. 5 Description of skin movement in the bone coordinate system with skin-surface markers

### 3.3 정합(registration)을 통한 피부 움직임에 러 분석

일반적으로 피부는 뼈의 움직임에 따라서 그 형상이 불규칙하게 변화한다. 이에 반해 뼈는 운동 후에도 형상의 변화가 없기 때문에, 피부는 변형운동(deformable body motion)으로 뼈는 강체운동(rigid body motion)으로 가정할 수 있다. 이러한 가정을 토대로 각 자세의 뼈 형상을 이용하여 정합(registration)을 수행하고 피부에 부착된 마커간의 거리를 계측하여 피부의 움직임을 추정할 수 있다.

Fig. 5는 이러한 개념을 도식화하고 있다. 자기공명장비의 좌표계를 글로벌 좌표계(GCS: Global Coordinate System)라 한다면, 초기 자세(Posture i)와 움직임 후의 자세(Posture j)는 글로벌 좌표계에서 서로 다른 곳에 위치하고 있다. 여기서 Posture i에서 Posture j의 움직임을 추정하기 위해서 각 자세의 로컬 좌표계인 뼈 좌표계(BCS: Bone Coordinate System)을 설정하고, 두 자세의 BCS 간의 변환행렬( $T_{reg}$ )을 이용해 식 (2)와 같이 움직임을 나타낼 수 있다.

$$BCS_i = T_{reg} \bullet BCS_j \quad (2)$$

Posture i에서 부착한 마커의 위치를  $M_i$ , 손가락의 움직임 후 Posture j에서의 실제 마커 위치를  $M_j$ , 뼈의 움직임을 나타내는 (강체운동의) 변환행렬에 의한 마커의 위치를  $M'_j$ 이라 한다면, 피부와 뼈의 움직임간의 차이는 식 (3)과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \Delta L_{skin} &= M_j - M'_j \\ &= M_j - (T_{reg}^{-1} \bullet M_i) \end{aligned} \quad (3)$$

식 (3)에서 마커의 위치( $M_i$ 와  $M_j$ )는 자기공명영상으로부터 생성한 3차원 모델에서 구할 수 있고, 뼈의 움직임을 나타내는 변환행렬( $T_{reg}$ )은 각 자세의 로컬 뼈 좌표계( $BCS_i$ 와  $BCS_j$ )를 설정함에 따라서 식 (4)와 같이 구할 수 있다.

$$T_{reg} = BCS_i \bullet BCS_j^{-1} \quad (4)$$

뼈의 로컬 좌표계를 결정하는 방법은 각 자세의 3차원 모델에서 1)해부학적 특이점(anatomical landmarks)을 세 점 이상 선택하거나, 2)바운딩 박스의 좌표축(principal axes in the object-oriented bounding box)을 통하여 설정할 수 있다. 그러나 이러한 직관적인 방법은 자기공명영상 촬영 에러, 영상처리 에러, 3차원 형상복원 에러와 같은 오류를 포함할 수 있기 때문에 적합하지 않다. 즉 같은 뼈라 할지라도 서로 다른 자세에 있는 3차원 모델간에는 에러로 인한 형상의 차이가 있다.

따라서 이러한 에러를 고려할 수 있는 뼈 좌표계 설정이 필요하다. Posture i의 뼈 좌표계( $BCS_i$ )는 바운딩 박스의 좌표축을 ISB (International Society of Biomechanics)에서 추천하는 좌표축<sup>12</sup>과 부합되도록 결정하고, Posture j의 좌표계( $BCS_j$ )는 3차원 모델간의 형상차이를 최소화하는 글로벌 정합(global registration)을 이용하여 변환행렬을 계산한 후 식(4)에 의해서 결정한다. 변환행렬의 계산은 우선 사용자의 입력으로 대략적으로 세 점을 선택하여 대략적으로 정합한 후 3차원 모델간의 형상의 차이를 최소화하기 위해서 ICP(iterative closest points) 알고리즘을 적용한다. 따라서 변환행렬  $T_{reg}$ 은 Posture i와 Posture j의 뼈 형상의 차이를 최소화하는 행렬로 식 (5)와 같이 표현된다.

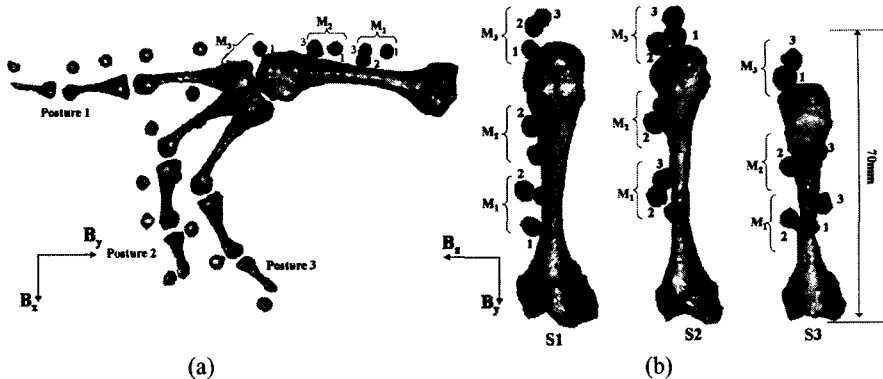


Fig. 6 Tendency of the skin movement on the second metacarpal among 3 subjects; (a) Skin movement of the three postures in an XY-view of the bone coordinate system, (b) Skin movement of three subjects in a YZ-view of the bone coordinate system

$$T_{reg} = T_{ICP} \cdot T_{landmarks} \quad (5)$$

본 연구에서는 이러한 변환행렬을 구하기 위해서 상용소프트웨어를<sup>13</sup> 사용하였으며 정합의 평균 에러는 0.098mm 이고, 표준 편차는 0.072mm 이다.

#### 4. 실험 결과 및 해석

##### 4.1 피부 움직임에 대한 경향성 분석

피부 움직임의 대한 경향성을 확인하기 위해서 세 명을 대상으로 하여 실험을 수행하였으며, 각 실험 대상의 특성을 Table 2 에 요약하였다.

Fig. 6 은 중수골에 해당하는 마커의 위치 변화를 표시하였다. 이러한 결과는 중수골을 고정하고 제 1 관절을 중심축하는 기질골의 굽힘 운동 (flexional motion)에 따라 발생하는 피부 움직임이라 할 수 있다. 특히 중수골에 해당하는 마커 (M<sub>1</sub>~M<sub>3</sub>)의 움직임 방향과 거리는 Table 3 과 같다. Table 3 에서 굽힘 운동 F<sub>i</sub>는 Posture i에서 Posture (i+1)으로 움직이는 운동을 의미하며, (ΔX<sub>skin</sub>, ΔY<sub>skin</sub>, ΔZ<sub>skin</sub>)은 각각 뼈 좌표계 상의 (B<sub>x</sub>, B<sub>y</sub>, B<sub>z</sub>) 방향으로의 피부 움직임을 의미한다. Table 3 에서 움직임 방향은 +, - 부호로 알 수 있다. 실험 결과에서 보는 바와 같이 세 명의 실험대상 간의 비슷한 피부 움직임 경향성을 나타내고 있고, 움직임 거리는 1.169~8.962mm 이다.

Table 2 General characteristics of three subjects

Subjects	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>3</sub>
Height (Cm)	182	160	155
Mass (kg)	76	48	50
Age (yrs)	44	22	30
Sex	M	M	F

##### 4.2 제안된 방법의 검증

본 논문은 사람을 대상으로 실험을 수행하기 때문에 정밀도 검증은 불가능하다. 따라서 동일한 실험대상의 자기공명영상을 이용하여 작업자 반복도(operator repeatability)을 기준으로 검증하였다.

같은 실험대상의 자기공명영상을 대상으로 서로 다른 방법으로 데이터를 처리하여 마커의 위치 차이를 아래와 같이 비교하였으며, 그 결과는 Fig. 7 과 같다.

- 1) Manual-Manual (2 Ops): 두 명의 작업자에 의한 수동분할에 기인한 차이
- 2) Manual-Auto (1 Op): 한 명의 작업자에 의한 수동 분할과 자동분할 방법에 기인한 차이
- 3) Auto-Auto (1 Op): 한 명의 작업에 의해서 자동 분할에 의한 차이

글로벌 좌표계(GCS)에서의 차이는 분할 방법과 3 차원 모델생성에 기인해서 에러가 발생하고, 뼈 좌표계(BCS)에서는 뼈 운동의 변환행렬(T<sub>reg</sub>)의 계산을 위한 정합에러에 기인한다.

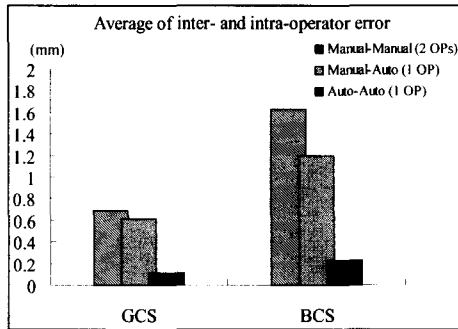


Fig. 7 Inter- and intra-operator repeatability

### 5. 결론

본 연구에서는 자기공명영상을 이용하여 손가락 뼈의 움직임에 따른 피부 움직임을 분석하였다. 이를 위하여 피부에 마커를 부착하여 세가지 자세에 대한 자기공명영상 획득하였다. 그리고 이로부터 3 차원 모델을 생성한 후 뼈의 형상을 기준으로 정합을 수행하여 피부 움직임을 계측하였다. 세 명을 실험대상으로 하여 제안된 방법을 적용한 결과 피부의 움직임의 방향( $\Delta X_{skin}$ ,  $\Delta Y_{skin}$ ,  $\Delta Z_{skin}$ )은 서로 유사한 경향성을 가지고 있었고 피부가 움직

이는 거리는 1.169~8.962mm 이다. 제안된 방법은 자동 분할 알고리즘을 사용하여는 경우에 0.2mm (픽셀크기의 1/5)의 반복도를 가지고 있다.

이러한 연구를 바탕으로 뼈 움직임에 따른 피부 움직임에 대한 데이터를 축적할 수 있으며 이를 바탕으로 피부 움직임 에러(skin movement artifacts)를 보상할 수 있다. 제안된 방법과 가장 적합한 피부 움직임 에러 보상방법은 Lucchetti et al.<sup>14</sup> 에 의해 발표되었다. 이 방법은 손가락의 굽힘 각도에 따른 피부 움직임의 방향 및 거리를 나타내는 artifact table 을 만들고 이를 활용하여 광학 장비로부터의 마커 측정 데이터를 피부 움직임 에러를 보정하는 것으로, 보다 정확한 실제 뼈의 움직임을 획득할 수 있다.

제안된 방법은 뼈의 크기가 작은 경우 자기공명영상으로부터 작은 뼈의 3 차원 모델을 생성하는 어렵기 때문에 적용이 어렵다. 그리고 자기공명 촬영 시 손가락의 굽힘 각도를 정확히 조절하기 위해서 보다 효율적인 지그(jig)가 필요하다. 따라서 이러한 문제점에 대해서는 향후 보강연구가 필요하다.

Table 3 Direction and length of the skin movement based on 3 skin-surface markers on the second metacarpal with respect to the flexional motion of three subjects

Markers	Flexion	Subjects	$\Delta X_{skin}$	$\Delta Y_{skin}$	$\Delta Z_{skin}$	$\Delta L_{skin}$
M <sub>1</sub>	F <sub>1</sub>	S <sub>1</sub>	3.218	-8.060	1.696	8.842
		S <sub>2</sub>	3.622	-3.437	3.881	6.324
		S <sub>3</sub>	2.965	-1.264	3.836	5.011
	F <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	-2.178	0.739	-4.527	5.078
		S <sub>2</sub>	-0.950	-4.008	-1.597	4.418
		S <sub>3</sub>	-0.712	-3.407	-7.802	8.543
M <sub>2</sub>	F <sub>1</sub>	S <sub>1</sub>	1.796	-6.872	1.223	7.207
		S <sub>2</sub>	2.929	-1.311	4.233	5.312
		S <sub>3</sub>	0.813	-0.226	3.386	3.490
	F <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	-1.371	-0.143	-3.573	3.829
		S <sub>2</sub>	-1.915	-3.990	-2.371	5.021
		S <sub>3</sub>	-1.452	-4.116	-6.655	7.958
M <sub>3</sub>	F <sub>1</sub>	S <sub>1</sub>	6.867	-4.087	-0.855	8.037
		S <sub>2</sub>	0.922	1.769	4.045	4.510
		S <sub>3</sub>	-0.903	0.719	0.183	1.169
	F <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	0.949	-1.766	-1.992	2.826
		S <sub>2</sub>	5.686	-5.044	-4.749	8.962
		S <sub>3</sub>	4.930	-4.035	-2.397	6.807

## 후 기

본 연구는 일본 JKF, JISTEC, 한국과학재단의 Winter Institute 프로그램에 의해서 지원되었으며, 광주과학기술원 ITRC 의해서도 일부 지원되었습니다.

## 참고문헌

1. Folwler, N. K., Nicol, A. C., Condon, B., Hadley, D., "Method of determination of three dimensional index finger moment arms and tendon lines of action using high resolution MRI scans," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 6, pp. 791- 797, 2001.
2. Van Sint Jan, S., Salvia, P., Hilal, I., Sholukha, V., Rooze, M., Clapworthy, G., "Registration of 6 DOFs electgoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 11, pp. 1475-1484, 2002.
3. Udupa, J. K., Herman, G. T., 3D Imaging in medicine 2nd edition, pp. 329-360, CRC press, 2000.
4. Udupa, J. K., Hirsch, B. E., Hillstrom, H. J., Bauer, G. R., Kneeland, J. B., "Analysis of in vivo 3D internal kinematics of the joints of the foot," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. 45, No. 11, pp. 1387-1396, 1998.
5. Piazza, S. J., Okita, N., Cavanagh, P. R., "Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 7, pp. 967-973, 2001.
6. Alexander, E. J., Andriacchi, T. P., "Correcting for deformation in skin-based maker systems," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 3, pp. 355-361, 2001.
7. Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., Pensalfini, F., "Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. 44, No. 12, pp. 1165-1174, 1997.
8. Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., Nurphy, N., "Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running," *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, No. 7, pp. 729- 732, 1997.
9. Ryu, J. H., Kim, H. S., Lee, Kwan H., "Contour based algorithms for generating 3D models from CT images," *Journal of Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 20, No. 4, pp. 174-182, 2003.
10. 류재현, 이관행, 대한민국소프트웨어 공모대전 (SoftExpo2002) 수상작 편람, pp. 158-166. 한국정보기술전문가협회, <http://www.softexpo.or.kr/>.
11. Lorensen, W. E., Cline, H. E., "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics*, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169, 1987.
12. Wernet, F. W., Buchholz, B., 1994 Proposal for definition of a joint coordinate system for the wrist and hand. In: Ge Wu (Ed.) Proposals for Definition of Joint Coordinate System of Various Joints. ISB, Newsletter, March, 1994 Also available on <http://www.isbweb.org/standards/wrist.html>.
13. Geomagic Studio, <http://www.geomagic.com>
14. Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., "Skin movement artifact assessment and compensation in the estimation of knee joint kinematics," *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 997-984, 1998.