

개인 맞춤형 자동 변형 인솔 모델

송응열*, 김경태**, 김상훈***, 이상윤****

Individual customized insole model

Eungyeol Song*, Kyoungtae Kim**, Sang-hoon Kim***, Sangyoun Lee****

요약 본 논문은 인간이 직립 보행 시 무게의 분산을 고려하여 편안한 보행과 발목 교정을 할 수 있는 인솔 모델에 대한 연구를 진행하였다. 인솔 제작에 있어서 과거에는 많은 부분이 수작업으로 이루어 졌지만, 최근에는 3차원 컴퓨터 그래픽을 이용하여 모델을 생성해서 제작하려는 시도가 이루어지고 있다. 우리는 3차원 스캐너를 이용하여 발을 정밀하게 스캔하고, 스캔한 발 모델을 통해서 발과 인솔의 관계를 4개의 특징점을 이용하여 예측하였다. 이 예측된 인솔 모델은 3차원 프린터를 이용하여 인솔의 모양을 만들 수 있게 모델링 하였다. 이처럼 맞춤형 인솔 제작의 표준화된 방법을 제시함으로써 강인한 개인 맞춤형 자동 변형 인솔 모델을 제안하였다. 우리가 제안한 자동 인솔 변형 모델과 전문가가 생성한 인솔을 비교한 결과에서 평균 0.8cm의 오차를 보이며, 아주 근소한 오차로 인솔 제작이 가능할 수 있다는 방법을 제시하였다.

Abstract This paper describes an insole FFO(Functional Foot Orthosis) model for comfortable walking by considering weight distribution. There are many ways to make an insole FFO model such as using 3D computer graphics, or plaster manually. Thus, we proposed a standardized way to make an insole model, specifically called, robust and automatically personalized deformable insole model. Our proposed method showed 0.8cm average error compared between our proposed auto-deformable insole model and the other insole model manually deformed by experts. Therefore, our proposed method can be an efficient way to make a customized insole model with small error compared to the manually customized insole model.

Key Words : 3D Deformation, Insole Support, Insole model, Procrustes, 3DAlignment

1. 서론

최근 현대 사회에서 건강의 관심과 중요도가 커지고 생활이 윤택해지면서 예방에 대한 관심이 높아지고 있다. 관심과 수요가 높아짐에 따라 예방 의학이 관심을 받고 있는데 예방의학은 인간이 살아가면서 심신의 편안한 상태로 유지하기 위해 질환 및 질병예방과 같은 건강 증진의 목적을 가지고 있는 개념이다.

예방 의학은 크게 두 가지로 차원으로 분류 할 수 있다. 개인적인 차원과 지역사회 차원이다. 개인적인 차원은 개인의 위험요인과 질병 검사 등의 인체의 상태에 대해서 평가방법을 정의하고 이를 통한 예방함에 목적을 두고 있고, 지역사회 차원은 공중보건(Public Health)의 목적으로 나뉜다. 최근에는 개인적인 차원과 공중의 경계가 모호해 지면서 예방의학의 분류 단계를 아래와 같이 총 3단계

This work was supported by the Technological Innovation R&D Program (C0331503) funded by the Small and Medium Business Administration(SMBA, Korea)

*Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University, Seoul, Korea

**Department of Physical Therapy, Cheju Halla University, Korea

***Department of Broadcasting and Film, Cheju Halla University, Korea

****Corresponding Author : Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University (syleee@yonsei.ac.kr)

Received July 07, 2016

Revised July 13, 2016

Accepted July 18, 2016

예방으로 분류 하는데, 1차 예방은 질병이나 상해 예방 등을 생기기 전에 미리 막는 노력 등을 1차 예방이라 하고, 2차 예방은 질병의 조기 진단 및 치료가 이루어지는 임상의학, 치료의학으로 병원에서 치료되는 행위를 2차 예방이라 한다. 마지막으로 3차 예방은 장애나 불구를 막고 정상생활을 위한 최대한의 재활을 시도하려는 노력으로 재활의학 등으로 나뉜다[1].

우리가 제안한 방법은 1차 예방의학으로 분류되며, 우리 몸에서 지면과 인체를 지지하는 하체 중에서 지면과 가장 가까이 있는 발에 대한 연구를 진행한다.

발은 우리의 생활에서 가장 중요한 직립 자세 유지와 보행을 가능하게 한다. 발은 생체 역학적으로 가장 안정되게 체중을 분산시켜 몸의 균형을 맞추고 직립 자세 유지와 보행, 그리고 체중을 분산시켜 몸의 안정성을 유지하는데 역할을 한다. 따라서 오래 걷거나 서 있을 때 피로를 직접적으로 받는 부분이다. 이런 충격을 완화하기 위해 발은 세 개의 아치(arch)로 구성되어 있으며, 종류는 내측 종아치(medial longitudinal arch), 외측 종아치(Lateral longitudinal arch), 횡 아치(Lateral longitudinal arch)로 구성되어 있다[2]. 종아치는 내측, 외측 두 부분의 형태로 되어 있는데 아치가 발의 내측에 있는 부분이 내측 종아치이고 외측에 있는 부분이 외측 종아치이다. 종아치는 뒤꿈치와 중족골(Metatarsal bone) 사이에 위치하며, 중간에는 뼈와 인대로 이루어져 있다. 횡아치는 볼이라고 알고 있는 전족부와 발가락 사이에서 가로방향으로 형성되어 있고, 중족골 아치는 발볼 아래 위치해 있다. 이렇게 내측 종아치, 외측 종아치, 횡아치가 있는데 이렇게 아치에 몸의 무게가 지지되었을 때 아치가 낮아지면서 무게를 분산하고 보행하면서 오는 충격을 감소시켜 준다[2,3]. 하지만 아치에 무리한 힘을 가함으로써 신체피로, 부상 및 만성질환이 발생하는 원인이 족부의 기능적 특성에 있다고 밝혀지고 있다. (Nigg, Hintzen & Ferber, 2006; Ramanatahn, Kiran, Arnold, Wng & abboud, 2010). 따라서 족부의 특성을 보완하기

위해 신발을 제작하여 발을 보호하였다[5].

신발은 진흙, 모래, 오염물질, 작업 중에 발의 보호, 미끄럼 등의 문제를 해결하기 위해서 고안되었다. 신발의 구성은 크게 9가지로 나눌 수 있는데, 갑피(Upper), 밑창(Outsole), 중창(Midsole), 뒷굽(Heel wedge), 안창(Insole), 뒤보강(Back counter or heel counter), 설포(Tongue), 발목 깃(Ankle collar), 코싸게, 앞보강(toe cap) 등이 존재한다. 신발의 구성에서 발에 무게를 분산할 수 있는 기능이 안창(insole)이다[3].

안창(insole)은 발바닥과 직접 닿는 부분이다. 보통 신발의 안쪽에 위치하며, 쿠션을 제공하고 착화감(fitting)을 좋게 하는 역할을 한다. 최근에는 보행에 도움을 줄 수 있는 의료보조기구의 역할도 한다. 인솔은 몸의 압력 하중이 발바닥에 전해지는데 이를 효율적으로 분산함에 있다. 일반적으로 보행에서 압력은 입각기(stance phase)에 나타나는데 잘못된 자세나 질환을 가진 사람은 발의 압력 분포의 특성이 아주 뚜렷하게 나타나게 된다. 이를 측정하는 도구(족저 압력 측정 장치)를 이용하여 수치적으로 산출해 낸다. 더 나아가 인솔의 높이에 대한 연구로 척추(vertebral)의 에너지 흡수와 주위 근육의 효율성을 위해서는 시상면상(sagittal plane)의 목뼈, 등뼈, 허리뼈의 균형이 중요하며, 허리 영치각이 척추굽이와 자세를 유지하는 데 중요하다라고 한다(Lindblom, 1957)[4]. 여기서 중요한 점은 높은 굽은 신체의 중력 중심을 바꿔 변동 폭을 증가시키고 보행을 방해하며, 척추 및 하지 관절의 운동각에 변화가 생겨 골반경사각을 증가시키고, 근피로 유발, 균형 능력 감소와 낙상위험도를 높게 된다고 밝혀져 있다(김경&이전형, 2007; Paillard, 2012). 따라서 우리는 김세주(1997), 이영신(2015)의 실험 결과에서 보듯이 3cm 전후 높이의 신발 착용시, 하지 분절에서의 운동량에 따라 가장 이상적인 보행이라고 평가하며, 이전형(2007)은 4cm 이상의 신발 굽은 균형 수행에 영향을 준다고 나와 있다. 이영신(2015)은 인솔이 신체에 미치는 영향을 2cm와 4cm의 인솔을 착용 후 허리영치각의 변화, 요통, 균형에 미치는 영향을 연구

하였으며, 4cm의 인솔을 착용한 대상에 대해 앙치 뼈각의 변화가 뚜렷이 나타났다고 보고되고 있다 [4]. 따라서 우리는 3D 프린터를 이용하여 인솔을 제작 할 경우 신발의 굽을 생각해서 인솔의 두께를 최대한 2cm 내외로 얇게 제작함과 동시에 인체의 무게를 지탱할 수 있는 내구성을 지녀야 하는 등 인솔의 기본 기능을 유지하여야 한다. 여기서 인솔이라 함은 충격을 흡수하고 몸의 체중을 왼쪽과 오른발에 분산함으로써 발에서 받는 피로와 통증 감소의 목적을 가지고 있다. 따라서 보행시 편안함과 균형, 안정성 향상을 목적으로 실험을 진행 하였다[5, 6, 7, 8, 9].

인솔의 제작에 있어서 전자, 정보통신, IT의료융합 기술의 발달을 빼놓을 수 없다. 이 기술의 발달로 인해 질병이나 질환의 원인과 현상을 과학적이고 체계적으로 규명하면서 인솔에 대한 연구가 활발히 연구되었다. 과거에 인솔은 제작함에 있어서 석고를 사용하여 본을 떠서 발에 맞는 모형을 제작하였다. 이를 전문가가 수작업으로 인솔의 높이를 맞춰서 제작하였다. 여기서 전문 인력과 제작에 필요한 시간 그리고 환자의 발을 측정하기 위해 이동의 불편함으로 대중화에 어려움이 많았다.

최근에 3D 기술이 많이 보급 되면서 위의 불편함이 많이 해소 되었다. 첫 번째는 3D 스캐닝 기술이다. 3D 모델을 생성하기 위해서는 대표적으로 발의 깊이를 프레임 단위로 측정하고 정합하여 3D 모델을 생성하는 방법이 개발됨으로 인해 정밀한 모델을 생성할 수 있는 기틀이 마련되었다. 두 번째는 3D 프린터 이다. 3D 프린터는 3D 스캐너로 모델링된 결과물을 출력하기 위한 디바이스으로써 변형이 가능한 플라스틱 소재를 기반으로 원하는 모양으로 출력하게 된다. 현재는 3D 스캐너와 프린터는 기술의 진보와 대중화가 많이 이루어져 있지만, 3D 모델을 편집하거나 변형할 수 있는 소프트웨어 연구가 필요한 부분이다.

우리가 제안한 솔루션은 3차원 인솔 모델을 자동 생성함으로써 인솔 모델의 정확도가 중요하다. 현재 3차원 인솔 제작 과정은 전문가가 컴퓨터 그래픽으로 생성한다. 하지만 맞춤형 3차원 모델 제

작 시간이 오래 걸린다는 점과 표준화된 방법이 없이 전문가의 숙련도에 따라 달라지는 단점이 있다. 이는 모델 정확도 측면에서 매우 심각한 상황이다. 우리는 이를 해결하기 위해 자동정렬 알고리즘을 사용하고 정밀한 정합을 구현 하였다. 여기서 사용된 방법은 템플릿 방법이다. 템플릿 방법은 표준 인솔 모델을 기준으로 발의 크기에 따라서 적용적으로 변형되는 특징이 있다. 더 나아가 우리는 의사의 진단에 따라서 인솔의 높이를 조절하기 위해서 메쉬모델(Mesh Model)의 변형(Deformation) 부분을 구현 하였다. 이로써 컴퓨터로 자동 계산하여 높이 조절만으로 인솔의 결과를 도출 할 수 있게 되었다. 그리고 이를 평가하기 위해서 전문가가 제작한 인솔 모델과 우리가 제안한 모델의 유사도를 계산하여 평가를 진행 하였다.

본 논문은 1장에서 예방 의료에 대한 중요성과 발의 구조와 원리를 설명하고 발에서 오는 질환을 미리 예방 할 수 있는 방법을 재조명 한다. 그리고 이를 증명할 수 있는 기술을 설명 한다. 2장에서는 정합(Alignment)과 변형(Deformation)알고리즘을 적용한 시스템을 설명하고, 3장에서는 인솔 모델의 실험과 유사도를 평가한다. 마지막으로 4장에서 결론을 맺는다.

2. 제안 시스템

2.1 개요

우리가 제안하는 맞춤형 자동 변형 인솔 모델은 크게 발 모델과 템플릿 모델 사이의 정합 과정과 변형 과정으로 나뉜다. 정합은 Procrustes Analysis 방법을 사용하였고, 변형 과정은 모델의 3차원 점군들의(3D Point Cloud) 이동한 무게 값을(Weight) 이용하여 구현 하였다. 위와 같은 알고리즘은 2.2와 2.3에서 자세히 설명한다.

2.2 Procrustes 분석법

Procrustes 방법은 좌표계가 다른 3차원 모델을 정합하기 위한 알고리즘이다. 우리는 Procrustes 알고리즘을 적용하기 전에 4개의 랜드마크(Landmark) 점(Point)을 지정하게 된다. 그림 1은

각각의 3D 모델에서 4개의 특징 점을 선택한 모습이다. 4개의 점들은 1번부터 발바닥의 좌측 상부에서 지면에 가장 하중을 강하게 받는 부분이고, 2번은 우측상부에서 하중을 가장 많이 받는 부분이다. 4번은 발 하부 중앙에 위치하면서 하중을 가장 먼저 강하게 받는다. 마지막으로 3번은 2번과 4번의 중앙에 존재한다. 따라서 보행이 할 때는 4,3,2,1번 순으로 하중을 받게 된다[10].

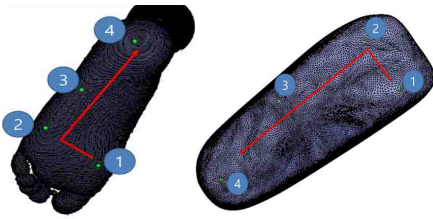


그림 1. 랜드마크 위치 및 순서
Fig. 1. Landmark location and order

그림 1에서 설명한 랜드마크는 발 모델과 템플릿 모델의 랜드마크 기준 데이터를 비교하여 이동 벡터(Translation vector), 회전 행렬(Rotation matrix), 스케일링 값(Scaling factor)을 최적화시켜 정렬을 완성한다.

$$P' = sPR + T \tag{1}$$

식 (1)은 Procrustes 분석의 수식이다. P 와 P' 은 각각 이전 데이터, 새로 업데이트된 데이터를 의미하고, s 는 스케일링 값(상수), R 은 회전형렬을 뜻하며, T 는 새로운 데이터, P' 로 가기 위한 이동벡터를 의미한다.

위의 식을 통하여, 새로 구해진 P' 가 목표가 되는 데이터인 Q 가 되도록 R 과 T 를 구하는 문제를 해결하면 두 개의 서로 다른 데이터들이 정합될 수 있다. 따라서 인솔 모델과 환자의 3D 발 모델을 Procrustes 분석법을 이용하여, 정합할 수 있었다[9].

2.3 인솔 모델 높이 조절을 위한 Deformation

Procrustes 분석법을 이용하여 정렬 한 발 모델과 인솔 모델에서 인솔모델의 높이를 조절하는 기능이 중요하다. 따라서 이를 해결하기 위해 인솔 모델의 높이를 조절해 줄 수 있도록 모델 변형(Deformation) 작업을 거치게 된다. 이 때, 최대한 원래의 3D 인솔 모델의 형태가 크게 바뀌지 않는 방향으로, 즉, local rigidity를 최대한 보존하는 방향으로 진행이 되어야 한다.

3D 모델은 점들로 이루어져 있고, 각각의 점들은 서로 이어져 있으며 이를 Mesh라고 한다. 이 때, 두 개의 점을 잇고 있는 Edge의 에너지를 최소화 시키는 방향으로 Mesh가 짜여 있다.

다시 정리하자면, 변형(Deformation)은 움직이고자 하는 점들이 최종 목표지점으로 이동하면, 그 주변에 있는 다른 점들이 이루고 있는 Mesh의 Edge들의 에너지의 변화를 최소화하면서 이동하는 체계이다. 즉, 원래의 모델의 모습을 최대한 유지시키면서, 점들의 위치를 회전, 이동을 통해 변화시키는 것을 의미한다[11, 12].

$$E_i = \sum_{j \in N(i)} w_{ij} \| (v'_i - v'_j) - R(v_i - v_j) \|^2 \tag{2}$$

위의 식 (2)에서 v_i 와 v_j 는 원래의 점(vertices)들을 의미하고, v'_i 와 v'_j 는 목표지점에서의 점을 의미한다. 강성(rigidity)를 최대화하면서 에너지를 최소화하는 식이다.

이를 모든 점들에 대해 적용시키면, 아래와 같은 식으로 도출된다.

$$E_s = \sum_i^n w_i E_i \tag{3}$$

식 (3)에서 n 은 인솔 모델을 이루는 총 점들의 수이고, 식(2)에서와 마찬가지로 w_{ij} 와 w_i 는 가중치이다.

식(2)와 식(3)을 통하여, Deformation은 2단계로 이루어진다. 먼저 점들을 이동시킬 때의 최적의

R_i 을 찾는다. 회전행렬을 찾은 후, 원래의 인솔모델의 모습을 최대한 유지하면서 회전시켰을 때의 목표 점의 위치(v_i', v_j')를 찾는다[10, 11].

3. 실험 결과 및 분석

본 논문에서 제안한 방법은 맞춤형 인솔제작을 위해서 3차원 스캐너를 이용한다. 3차원 스캐너에서 취득한 발 모델은 발 바닥면을 기준으로 스캔하였고 성인 남자 6명에 대한 발을 스캔하여 3차원 모델로 생성을 진행하였다. 그림 2는 3차원 스캐너를 이용하여 발바닥을 스캔한 결과이다. 그림과 같이 사람의 발바닥은 크기, 넓이, 높이가 사람마다 다르게 나타나며, 왼쪽과 오른쪽의 크기나 모양이 조금씩 다른 특징을 가지고 있다. 따라서 왼쪽과 오른쪽이 다른 인솔 제작 설정 값으로 제작되어야 하는 결론을 얻는다.

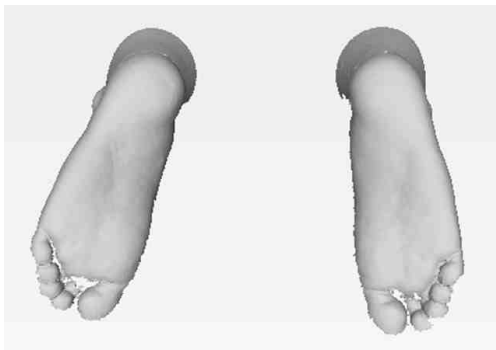


그림 2. 3차원 발 모델
Fig. 2. 3D Foot Model

우리는 가상의 인솔 템플릿을 사전정보로 제공하고 3차원 발바닥 스캔 모델 표면과 정합하였다. 그림 3은 인솔 템플릿을 가시화 하였다.

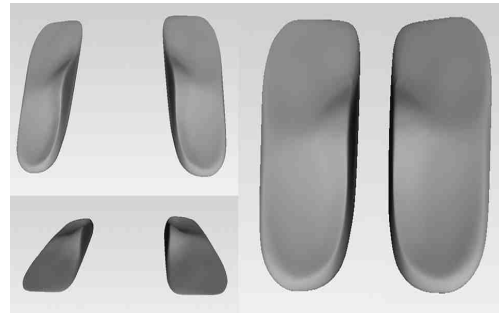


그림 3. 인솔 모델
Fig. 3. Insole Model

인솔을 제작에 앞서 가장 중요한 것은 발바닥에 부여한 4개의 랜드마크 점이다. 그림 3과 같이 선택된 랜드마크 점은 실제 발 모델과 템플릿 모델 사이를 계산하여 크기와 형태를 만들어가는 과정에서 중요한 점이 된다. 그림 1 에서와 같이 4개의 랜드마크 별 인솔 모델을 추정하여 유클리드(Euclid)유사도를 이용하여 비교 하였다.

$$d(x,y,z) = \sqrt{(x_2-x_1)^2 + (y_2-y_1)^2 + (z_2-z_1)^2} \tag{4}$$

유클리디언 차이는 식 (4)와 같이 정의하고 4개의 점에서 나온 점들의 합을 4로 나누어 3차원의 두 모델 사이의 거리를 비교하였다.

표 1. 4포인트 유클리드 거리 오차율
Table 1. 4 Point Euclidean distance Error cm

4 Point Similarly		Distance
Foot 1	Right	2.788
	Left	0.982
Foot 2	Right	0.762
	Left	0
Foot 3	Right	0.082
	Left	0.075
Foot 4	Right	0.775
	Left	1.300
Foot 5	Right	0.860
	Left	0.110
Foot 6	Right	1.732
	Left	0.301

표1에서와 같이 자동 인솔 생성모델과 전문가의 인솔의 유사도 비교에서 크기는 2.7cm에서 작게는 0에 가까운 차이를 보였다. 평균 오차율은 0.8cm 정도의 오차를 보였다. 이는 4개의 랜드마크 오차의 합으로 아주 근소한 오차율을 보인다고 할 수 있다.

4. 결론

본 논문에서 3차원 스캐너로 스캔한 발 모델을 기준으로 인솔을 자동으로 생성하는 방법을 제안하였다. 제안된 솔루션을 이용하여 인솔 모델을 생성한 모델과 전문가가 생성한 모델을 기준으로 유사도를 평가하였다. 우리가 제안한 방법으로 제시한 인솔 모델과 전문가가 생성한 방법과 매우 유사한 형태로 예측 되었으며, 보다 공정하고 빠른 인솔 제작이 가능하게 되었다. 또한 전문가의 인솔 제작 견해마다 차이가 발생할 수 있는 점에 대해서 컴퓨터의 자동 인솔 제작은 아주 괄목할 만한 성과이다.

전문가가 생성한 모델과 예측된 모델간에 평가 결과에서 볼 수 있듯이 랜드마크 기준에서 모델의 유사도의 오차율이 0.8cm로 아주 유사하게 나타났다. 이는 3차원 인솔 모델의 모양이나 크기가 비슷하다고 할 수 있다.

본 연구 결과에서 실시한 기능성 인솔에 대해 표준화된 평가기법으로 더 많은 발 데이터베이스를 구축하여 향후 다른 형태의 인솔과 다양하게 시도 및 적용될 수 있을 것이다. 더 나아가 실제 인솔이 발에 미치는 영향은 앞서 설명한 연구 사례에서도 효과가 입증되었다. 하지만 본 시스템에서 제작된 자동인솔에 대한 임상학적 실험은 본 논문에서 제시한 방법의 기반으로 앞으로 더 많은 연구를 통해 제시할 것 이다.

REFERENCES

- [1] Park, Jung-Han, Preventive Medicine and Public Health, Korean Society for Preventive Medicine.
- [2] Jong-Chul Ahn, Se-Dong Kim, Myun-Whan Ahn, Jae-Sung Seo, Jae-Man Rhoo, Sang-Dong Kim. (1994.8). Analysis of Weight Distribution under the Feet using Photoelastic Technique. JOURNAL OF THE KOREAN ORTHOPAEDIC ASSOCIATION, 29(4), 1277-1286.
- [3] Seok-Kwan Kim. "Innovation patterns and direction of development in the footwear industry" SCIENCE & TECHNOLOGY POLICY INSTITUTE (2000): 1-154.
- [4] Hyang-woon Yoon, PT, Sang-yeol Lee, Hyun-min Lee. "The Comparison of Plantar Foot Pressure in Normal Side of Normal People, Affected Side and Less Affected Side of Hemiplegic Patients During Stance Phase" Journal of the Korean Society of Physical Medicine 4.2 (2009): 87-92.
- [5] Kyoung Kim, Jeon Hyeong Lee. "Effect of Heel-Heights of Shoe on Balance in Older Women. Korea Sports Research." (2007): 311-320.
- [6] Lee Woo-Chun, Moon Jeong-Seok(2007). The Height and Volume of Medial Longitudinal Arch in Normal and Painful Feet, J Korean Foot Ankle Soc. Vol. 11. No. 1. pp.8-12, 2007
- [7] S. W. Chai, K. Y. Park, Y. S. Kim. (2011.12). The Effects of functional foot orthotics on the balance according to Foot Shape. Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, 5(1), 47-52.
- [8] Young-Sin Lee, Sung-Soo Kim, SungHoon Yu (2015.4). The effect of insole heights on lumbosacral angle and physical function in healthy male. Ergonomics Society of Korea, 601-606.
- [9] Seung Bum Park, Sang Kyoong Park. Analysis of the Foot Pressure Distribution

of Flexible Walking Shoes. Proceedings of the Ergonomics Society of Korea Conference, 272-280,2009

[10] Gower, John C. "Generalized procrustes analysis." Psychometrika 40.1 (1975): 33-51.
 [11] Antipolis-Méditerranée-Futurs, Sophia. "Geometric Computing."
 [12] Ke, Yan. Shape Deformation for Objects of Greatly Dissimilar Shapes with Smooth Manifold. Diss. 2012.

저자약력

송 응 열(EungYeol Song) [학생 회원]



- 2010년 2월: 단국대학교 컴퓨터 과학과 (공학사)
- 2012년 2월: 단국대학교 대학원 전자전기공학 (공학석사)
- 2013년 3월 ~ 현재 : 연세대학교 대학원 전기전자공학 박사 과정

<관심분야> 3차원 복원, 딥러닝

이 상 윤(Sangyoum Lee) [중신 회원]



- 1987년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
- 1989년 2월: 연세대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1999년 2월: Georgia Tech. 전기 및 컴퓨터공학과 (공학박사)
- 1989년 ~ 2004년: KT선임 연구원
- 2004년 ~ 현재: 연세대학교 전기전자공학부 교수

<관심분야> 패턴인식, 컴퓨터비전, 영상부호화

김 경 태(Kyoungtae Kim) [중신 회원]



- 2009년 3월 ~ 현재 제주한라대학교 물리치료학 교수

<관심분야> 근골격계 운동치료, 해부, 관절생리

김 상 훈(Sang-hoon Kim) [중신 회원]



- 1999년 2월 : 인하대학교 전자공학과 졸업(전자공학사)
- 2002년 8월 : 중앙대학교 첨단영상대학원 영상공학과 졸업(영상공학석사)
- 2008년 8월 : 중앙대학교 첨단영상대학원 영상공학과 졸업(영상공학박사)
- 2010년 3월 ~ 현재 제주한라대학교 방송영상학과 교수
- 2012년 8월 ~ 현재 제주영상위원회 이사

<관심분야> 가상현실, 영상처리, 컴퓨터비전