

## 피부길이변화를 고려한 3차원 다리보호대 모델링

### 3D Modeling of Safety Leg Guards Considering Skin Deformation and shape

이효정 · 엄란이 · 이예진\*

충남대학교 의류학과

Hyojeong Lee · Ran-i Eom · Yejin Lee

Dept. of Clothing & Textiles, Chungnam National University

#### Abstract

During a design process of a protective equipment for sports activities, minimizing movement restrictions is important for enhancing its functions particularly for protection. This study presents a three-dimensional(3D) modeling methodology for designing baseball catcher's leg guards that will allow maximum possible performance, while providing necessary protection. 3D scanning is performed on three positions frequently used by a catcher during the course of a game by putting markings on the subject's legs at 3cm intervals : a standing, a half squat with knees bent to 90 degrees and 120 degrees of knee flexion. Using data obtained from the 3D scan, we analyzed the changes in skin length, radii of curvatures, and cross-sectional shapes, depending on the degree of knee flexion. The results of the analysis were used to decide an on the ideal segmentation of the leg guards by modeling posture. Knee flexions to 90 degrees and to 120° induced lengthwise extensions than a standing. In particular, the vertical length from the center of the leg increases to a substantially higher degree when compared to those increased from the inner and the outer side of the leg. The degree of extension is varied by positions. Therefore, the leg guards are segmented at points where the rate of increase changed. It resulted in a three-part segmentation of the leg guards at the thigh, the knee, and the shin. Since the 120 degree knee-flexion posture can accommodate other positions as well, the related 3D data are used for modeling Leg Guard (A) with the loft method. At the same time, Leg Guard (B) was modeled with two-part segmentation without separating the knee and the shin as in existing products. A biomechanical analysis of the new design is performed by simulating a 3D dynamic analysis. The analysis revealed that the three-part type (A) leg guards required less energy from the human body than the two-part type (B).

**Key words** : Leg Guards, 3D modeling, Bio-mechanical analysis

#### I. 서론

스포츠 활동 시 개인 보호 장비는 완벽하게 상해를 없앨 수는 없지만 상당 부분 부상을 감소시키는 것으로 보

고되고 있다(Benson *et al.*, 2009; Marshall *et al.*, 2002; McIntosh & Mccrory, 2005). 그러나 일부 스포츠 선수들은 지각 부족과 불편함 등의 이유로, 혹은 위험을 감수하고 최대한의 성과를 내기 위해 보호 장비를 사용하지 않

본 연구는 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업으로 수행된 연구의 일부입니다(No. 2013-1064).

\* Corresponding Author: Lee, Yejin

Tel: 042-821-6824, Fax: 042-821-8887

E-mail: yejin@cnu.ac.kr

기도 한다. 그러므로 보호 장비 설계는 보호와 동시에 많은 움직임에 최대한 제약이 없도록 하여 착용자에게 신체적·심리적 만족을 부여하는 것이 필수적이다(Watkins & Choi, 2001).

본 연구에서 다루고자 하는 야구 포수의 다리보호대 역시 위에서 언급한 요소를 충족시키며 설계되어야 한다. 현재 다리보호대는 한국산업안전보건공단의 안전기준 실험기준을 통과하는 인증 절차만 거치면 착용자의 편안함은 평가되지 않아도 판매가 가능하다. 일반적으로 안전기준에 합격하기 위해 대부분 단단한 플라스틱의 외피와 NBR(Nitrile butadiene rubber), EVA(Ethylene-vinyl acetate), PU 등 발포 폼을 내피로 사용하고 있다. 그런데 플라스틱과 발포 폼은 재료의 특성상 인체와 동작을 고려하지 않은 구조 및 형태로 제작하면 전반적인 착용 쾌적성이 낮아지는 결과를 유발할 가능성이 커진다. 보호장비에 관한 연구에 의하면 동작가동성을 저하시키는 요인을 재료의 두께와 무게, 보호영역, 그리고 디자인으로 정의하고 있다(Bellingar & Slocum, 1993; Juck & Kim, 1997; Watkins, 1998). 또한 Lee 외(2015)는 포수 포지션으로 활동하고 있는 사람들을 대상으로 다리보호대의 착용실태에 대해 조사한 결과, 불만 사항으로 동작 전과 후 모두 움직임의 불편함, 압박감, 무게 등을 지적하고 있다. 이는 다리보호대의 구조 및 형태가 착용 쾌적성에 영향을 주는 요인이라 할 수 있다. 그러므로 다리보호대 설계는 안전을 위한 필수 규정에 준하면서 인체와 경기 특성을 고려한 형태 및 구조로 동작을 용이하게 해줄 수 있는 동작가동성 측면이 고려되어야만 한다. 즉 포수의 주요 동작에 따라 인체 형상과 피부의 변화 특성을 분석하고 이를 반영한 디자인 설계가 이루어질 필요가 있음을 시사한다.

그러나 3차원 기술이 점점 발전함에도 불구하고 이를 활용한 제품 개발 연구는 거의 없는 실정이다. 다리보호대의 경우, 인체와 보호대 모두 3차원 구조에 따른 상호작용이 매우 중요하며 동작 가동성 및 착용 쾌적성을 향상시켜야 한다는 관점에서 인체 공학 기반의 3차원 모델링을 활용하는 것은 매우 의미 있을 것으로 판단된다. 또한 3차원 모델링 데이터는 상용 시뮬레이션 프로그램(LifeMOD, SIMM, Anybody 등)을 활용해 결과물에 대한 생체역학 해석을 할 수 있다는 장점이 있다(Jo et al., 2014). 인체공학적인 제품 설계 후 인체 모델을 구축하고 이를 이용해 제품 착용 후 인체의 근력, 근력이 관절에 작용하는 하중, 체내에서 발생하는 힘 등을 예측하고 해석

하는 연구가 가능하다. 지금까지는 기계학 관련 연구에서 이상의 생체역학 시뮬레이션을 통한 해석을 주로 다루었으나 의류학 분야에서도 활용 가능할 것으로 보여진다. 그리고 시제품 제작 단계 전에 모델링 데이터를 이용하여 제품의 기능성을 미리 예측하고 피드백하면 모델링 단계에서 수정 때문에 시간과 비용 측면에서 매우 경제적이다.

이에 본 연구에서는 3차원 인체 형상 데이터를 활용해 야구의 주요 동작에 따른 인체 피부 표면의 길이 변형을 분석하고 이를 기반으로 다리보호대를 3차원으로 모델링하였다. 이렇게 설계된 인간공학적인 3차원 다리보호대를 생체역학 시뮬레이션 프로그램으로 평가해 보고자 하였다. 이를 기반으로 추후 3차원 프린팅 다리보호대를 제작하여 착용평가 피드백을 통해 최적화된 다리보호대를 제작에 활용할 수 있을 것이다. 또한 이러한 제품 설계 방법은 착용자에 따라 커스터마이징도 고려할 수 있으며 착용 쾌적성을 향상 시켜 선수의 안전을 보장할 뿐 아니라 경기력을 극대화 할 수 있을 것으로 기대된다.

## II. 연구 방법 및 절차

### 1. 하체 동작에 따른 3차원 스캔

포수는 주로 앉은 자세에서 경기에 임하지만 경기 앉았다 일어섰다를 반복하므로 이러한 동작을 고려하여 3차원 분석 자세는 정자세, 무릎 90° 굴곡자세, 무릎 120° 굴곡자세로 선정하였다. 이 때, 실험에 참가한 피험자는 하지의 둘레치수가 Size Korea(2010) 20대 후반 평균에 근접한 성인 남성<Table 1>을 대상으로 하였으며, 스캔 전에 무릎을 중심으로 페이스 페이팅 물감을 이용해 체표면 상에 가로 세로 방향으로 약 3cm의 간격의 랜드마크 크를 표시하였다. 이는 3차원 인체 데이터를 기반으로 하지의 피부길이변화를 분석한 선행연구에서 양다리 중 한쪽 다리만 선택하여 3cm의 간격의 랜드마크를 표시한 것에 근거하였다(Choi & Hong, 2015; Lee et al., 2013; Lee et al., 2015). 그리고 피부 길이변화는 인체 특성과 상관없이 유사하다는 기존 연구(Choi & Hong, 2015)에 근거하여 피험자는 1명을 대상으로 하였다. 각각의 동작의 3차원 정보는 3차원 스캐너(Artec 3D, VisionTech)로 획득하였다.

(Table 1) Characteristics of the subject  
(unit: cm)

Item	Subject	Size Korea(2010)	
		M	SD
Thigh Circumference	58.0	56.7	4.6
Knee Circumference	39.0	37.6	2.3
Shin Circumference	38.5	38.4	2.9
Ankle Circumference	27.8	26.1	1.3

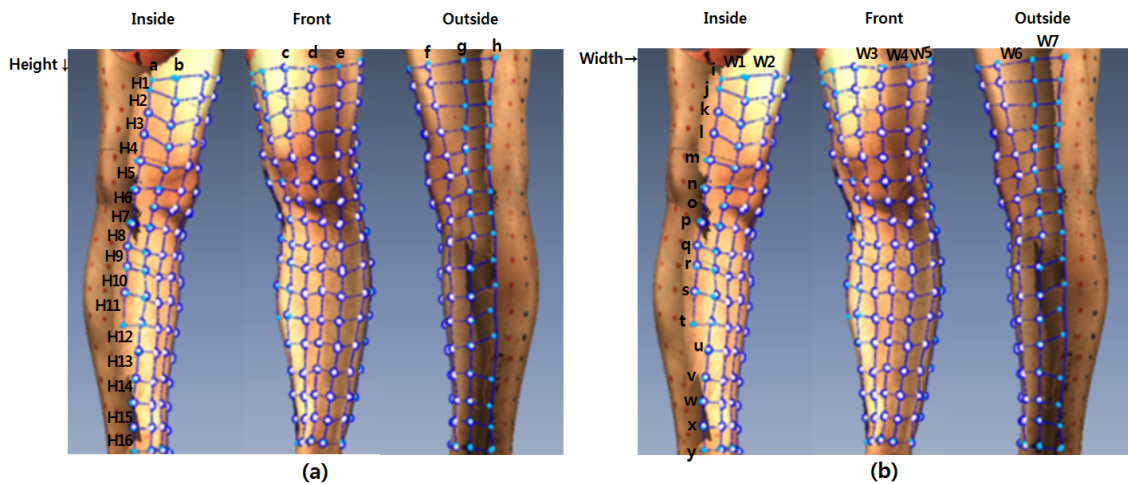
2. 동작에 따른 체표면 길이 변화 분석

스캔 데이터는 Geomagic Design X(3D Systems, USA) 프로그램에서 정리하였다. 동작에 따른 체표면 길이 변화를 분석하기 위해 세 가지 자세의 체표면상의 랜드마크를 연결하여 격자무늬 형태를 [Figure 1]과 같이 도시하였다. 그리고 [Figure 1(a)]과 같이 세로 열은 a부터 h로, [Figure 1(b)]와 같이 가로 열은 i부터 y로 명명하였고, 각 열마다 세로길이(H1, H2, ... H15, H16)와 가로길이(W1, W2 ... W6, W7)를 측정하여 무릎 굴곡 동작 시와 정자세 시의 체표길이 변화량을 식(1)로 계산하였다. 각 랜드마크 간 체표길이 변화량을 근거로 다리보호대의 허벅지, 무릎, 종아리의 영역 분할 위치를 설정하였다. 또한 분할된 영역별로 전체 세로길이와 전체 가로길이의 변화량을 다시 산출하여 영역내 전체 변화량을 확인하였다.

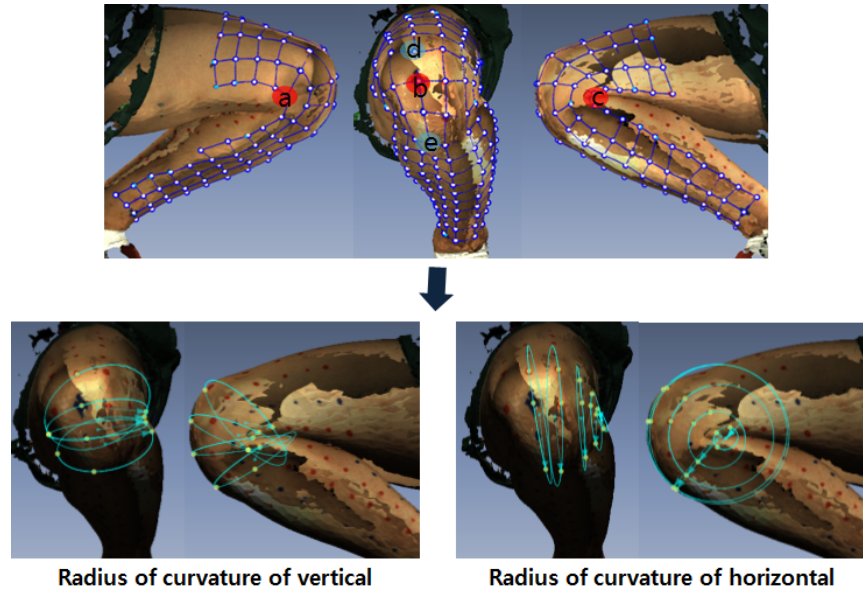
$$\text{체표길이 변화량} = \text{동작 시 체표길이} - \text{정자세 시 체표길이} \tag{1}$$

3. 동작에 따른 3차원 형상 분석

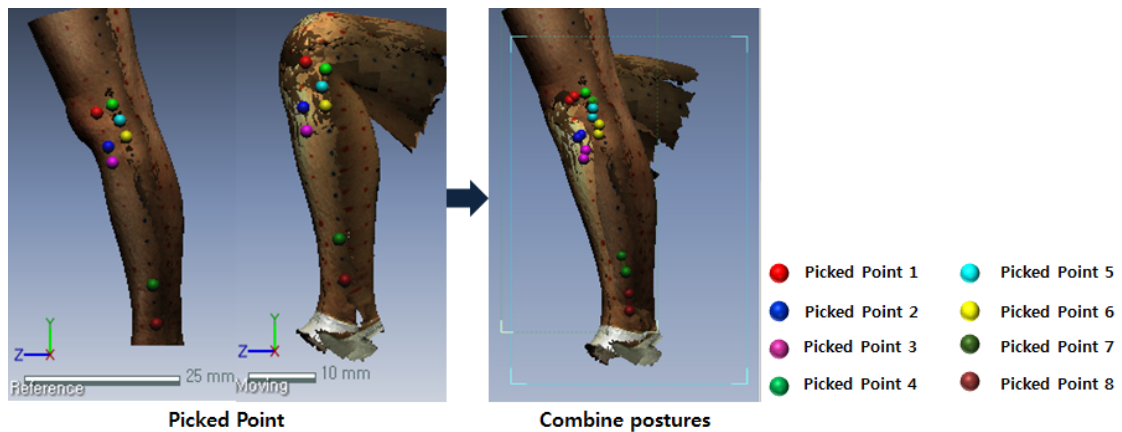
다리보호대의 모델링은 스캔한 3차원 인체 데이터를 기반으로 역설계하였다. 세 가지 동작인 정자세, 무릎 90° 굴곡, 무릎 120° 굴곡 중 어떤 데이터를 기반으로 모델링하는 것이 적합한가를 판단하기 위해 각 동작의 3차원 형상의 곡률반경 및 단면도를 분석하였다. 곡률 반경 측정은 [Figure 2]와 같이 가로 곡률은 외곽의 두 점(a, c)과 가운데 점(b)을 이용하여 거시적인 값을 계산하였고, 세로 곡률 또한 다리영역별 최외곽의 두 점(d, e)와 가운데 점(b)을 이용하였다. 또한 단면도 분석은 피부 길이 변형 분석 결과에 근거하여 나누어진 영역별로 세 가지 동작 시의 3차원 인체 데이터를 겹친 후 횡단면과 종단면 형상을 살펴보았다. 세 동작 데이터를 중첩하는 방법은 [Figure 3]과 같이 영역구간별로 체표변화량이 30%미만(약 1cm) 증가하는 선을 기준으로 각 동작자세의 동일한 위치를 기준점으로 설정하여(Picked Point) 기준점들이 겹쳐짐으로서 각 동작 데이터가 중첩될 수 있도록 하였다. 이를 근거로 각 영역별 다리보호대 모델링 동작을 선정하고 다리보호대 하드셸(hard shell)의 곡률(loft)을 결정하였다.



[Figure 1] (a)Vertical rows from 'a' to 'h' and the vertical length between landmarks(H1, H2, ... H15, H16)  
(b) Horizontal rows from 'i' to 'y' and the horizontal length between landmarks(W1, W2, ... W6, W7)



[Figure 2] Three points for the radius of curvature measurement  
(Example of knee)



[Figure 3] Examples of the merge method for the standing and 90° knee flexion postures of the front shin

#### 4. 다리보호대 3차원 모델링

모델링은 선정된 3차원 동작 데이터 상에서 부위별로 실시하였다.

[Figure 4]와 같은 순서로 ① 3차원 다리 메쉬 위에 모델링을 위한 기초선을 스케치하였다. ② 로프트 기능으로 기초모델링 형상을 만들었다. ③ 기초모델링 형상 위에 외곽선을 스케치하였다. ④ 외곽선을 기준으로 필요 없는 부분을 자른 후, 기존 렉가드 제품의 두께를 참고하여 (Lee et al, 2015) 메쉬데이터에 두께를 부여하였다. ⑤번

과 같이 모델링을 완성하였다. 본 연구에서 새롭게 설계된 모델링과 함께 시판중인 다리보호대와 동일한 구조를 추가적으로 모델링하여 착용 시 하지 근육의 장력을 비교 분석하였다.

#### 5. 생체역학 시뮬레이션

설계된 다리보호대 모델링 결과물의 생체역학적 분석(시간에 따른 하체 근육의 장력)은 LifeMOD 2005 (Biomechanics Research Group Inc., USA)에서 실시하

(Table 2) Changes in vertical length of the standing and knee flexion postures (unit: cm)

	a						b											
	S	90°	120°	90°-S	120°-S		S	90°	120°	90°-S	120°-S							
Inside	H1	2.92	3.08	2.89	0.16	-0.03	H1	3.09	3.19	3.28	0.1	0.19						
	H2	2.82	3.35	3.09	0.53	0.27	H2	3.36	3.78	3.33	0.42	-0.03						
	H3	3.5	3.18	3.42	-0.32	-0.08	H3	2.99	2.9	3.11	-0.09	0.12						
	H4	3.48	3.43	3.22	-0.05	-0.26	H4	2.75	3.77	3.86	1.02	1.11						
	H5	4.9	3.87	3.05	-1.03	-1.85	H5	3.24	3.73	3.34	0.49	0.1						
	H6	2.98	3.24	3.32	0.26	0.34	H6	2.65	2.96	3.22	0.31	0.57						
	H7	2.67	2.44	2.55	-0.23	-0.12	H7	3.6	3.47	3.47	-0.13	-0.13						
	H8	3.08	3.31	3.26	0.23	0.18	H8	3.01	3.79	4	0.78	0.99						
	H9	4.4	4.03	4.49	-0.37	0.09	H9	2.91	2.62	2.96	-0.29	0.05						
	H10						H10	3.26	3.41	3.29	0.15	0.03						
	H11						H11	3.69	3.54	3.84	-0.15	0.15						
	H12						H12	3.72	3.75	3.69	0.03	-0.03						
	H13						H13	3.32	3.2	3.26	-0.12	-0.06						
	H14						H14	3.22	2.84	3.12	-0.38	-0.1						
	H15						H15	2.68	3.01	3.3	0.33	0.62						
	H16						H16	3.18	3.14	3.12	-0.04	-0.06						
Front	c						d					e						
	S	90°	120°	90°-S	120°-S		S	90°	120°	90°-S	120°-S	S	90°	120°	90°-S	120°-S		
	H1	2.62	2.95	3.05	0.33	0.43	H1	2.62	2.81	2.59	0.19	-0.03	H1	2.2	3	2.53	0.8	0.33
	H2	2.88	3.44	2.99	0.56	0.11	H2	3.03	3.73	3.75	0.70	0.72	H2	3.27	3	3.53	-0.27	0.26
	H3	3.2	3.36	3.77	0.16	0.57	H3	3.06	3.98	3.87	0.92	0.81	H3	3.32	3.93	4.1	0.61	0.78
	H4	3.38	4.23	4.12	0.85	0.74	H4	4.14	4.89	5.75	0.75	1.61	H4	3.55	5.13	5.24	1.58	1.69
	H5	3.83	5.79	6.12	1.96	2.29	H5	3.13	4.3	4.59	1.17	1.46	H5	3.89	5.33	4.96	1.44	1.07
	H6	3.04	4.06	3.92	1.02	0.88	H6	3.38	3.01	4.35	-0.37	0.97	H6	3.71	3.72	4.76	0.01	1.05
	H7	3.64	4.55	5.11	0.91	1.47	H7	4.52	6.42	5.37	1.90	0.85	H7	4	5.78	5.31	1.78	1.31
	H8	3.89	4.14	4.48	0.25	0.59	H8	3.33	4.19	4.45	0.86	1.12	H8	3.49	3.82	4.17	0.33	0.68
	H9	3.08	3.47	3.56	0.39	0.48	H9	3.11	3.16	3.27	0.05	0.16	H9	3.1	3.53	3.7	0.43	0.6
	H10	3.29	3.37	3.26	0.08	-0.03	H10	2.85	3.31	3.37	0.46	0.52	H10	3.61	3.45	3.47	-0.16	-0.14
	H11	3.68	3.22	3.54	-0.46	-0.14	H11	4.03	3.89	4.04	-0.14	0.01	H11	3.1	3.42	3.32	0.32	0.22
	H12	3.04	3.54	3.46	0.5	0.42	H12	3.28	3.15	3.46	-0.13	0.18	H12	3.53	3.39	3.47	-0.14	-0.06
	H13	3.65	3.51	3.6	-0.14	-0.05	H13	3.15	3.17	3.23	0.02	0.08	H13	3.05	3.04	3.25	-0.01	0.2
	H14	2.91	2.86	2.87	-0.05	-0.04	H14	3.21	3.32	3.19	0.11	-0.02	H14	3.2	3.11	3	-0.09	-0.2
H15	3.1	2.85	2.71	-0.25	-0.39	H15	2.89	2.94	2.77	0.05	-0.12	H15	3.06	3.01	2.93	-0.05	-0.13	
H16	3.02	2.83	2.98	-0.19	-0.04	H16	3.07	2.94	2.8	-0.13	-0.27	H16	2.85	2.86	2.94	0.01	0.09	
Outside	f						g					h						
	S	90°	120°	90°-S	120°-S		S	90°	120°	90°-S	120°-S	S	90°	120°	90°-S	120°-S		
	H1	2.39	2.9	2.5	0.51	0.11	H1	2.84	2.48	2.46	-0.36	-0.38	H1	3.02	2.85	3.07	-0.17	0.05
	H2	2.95	3.74	3.3	0.79	0.35	H2	3.17	3.18	3.33	0.01	0.16	H2	3.03	2.96	2.82	-0.07	-0.21
	H3	3.68	3.87	3.87	0.19	0.19	H3	2.88	3.07	2.98	0.19	0.1	H3	2.45	2.55	2.34	0.1	-0.11
	H4	3.26	3.97	4.11	0.71	0.85	H4	2.9	2.91	2.83	0.01	-0.07	H4	2.46		2.17		-0.29
	H5	3.29	3.55	3.52	0.26	0.23	H5	2.53	2.93	2.69	0.4	0.16	H5	2.98		1.88		-1.1
	H6	3.4	4.44	4.61	1.04	1.21	H6	3.32	3.03	2.94	-0.29	-0.38	H6	2.93		2.85		-0.08
	H7	3.55	3.24	3.34	-0.31	-0.21	H7	3.11	2.36	2.5	-0.75	-0.61	H7	2.74		2.21		-0.53
	H8	3.28	3.29	3.42	0.01	0.14	H8	3.04	3.07	3.18	0.03	0.14	H8	1.99		2.72		0.73
	H9	3.31	3.65	3.54	0.34	0.23	H9	3.44	3.42	3.4	-0.02	-0.04	H9	3.32		2.93		-0.39
	H10	3.37	3.49	3.67	0.12	0.3	H10	3.78	3.54	3.53	-0.24	-0.25	H10	3.01		2.79		-0.22
	H11	3.16	3.13	3.01	-0.03	-0.15	H11	3.18	3.01	3	-0.17	-0.18	H11	3.21		3.04		-0.17
	H12	3.84	3.9	3.86	0.06	0.02	H12	3.45	3.23	3.09	-0.22	-0.36	H12	3.13		2.89		-0.24
	H13	3.34	3.3	3.49	-0.04	0.15	H13	3.56	3.46	3.59	-0.1	0.03	H13	2.85		2.86		0.01
	H14	3.26	3.2	3.08	-0.06	-0.18	H14	3.34	3.55	3.72	0.21	0.38	H14	3.18		3.09		-0.09
H15	2.58	2.6	2.67	0.02	0.09	H15	2.88	2.74	2.55	-0.14	-0.33	H15	3.34		3.17		-0.17	
H16	3.16	3.35	3.23	0.19	0.07	H16	3.39	3.17	3.6	-0.22	0.21	H16	2.84		3.29		0.45	

S=Standing Posture  
Blank= Missing area

였다. LifeMOD 2005는 골격과 근육 형상만 제공하기 때문에 다리보호대를 가상으로 착용시키기 위해서는 스캔한 인체 데이터의 피부 메쉬를 솔리드로 변환하는 작업이 필요하였다. 또한 하지 골격 형상에 동작을 부여하기 위해 3차원 동작분석 시스템(Vicon Motion Analysis System, Oxford, UK)을 이용해 동작 데이터를 수집하였다. 동작 데이터 수집은 [Figure 5(a)]와 같이 피험자에게 반사 마

커를 부착한 후 정자세에서 무릎을 120° 구부려 앉았다 다시 일어서기의 동작을 수행시키고 각 마커의 위치좌표 x(anterior-posterior), y(medial-lateral), z(superior-inferior)를 수집하였다. 인체 모델링 프로세스는 [Figure 5(b)]에서 보는 바와 같이 피험자의 연령, 키, 몸무게를 입력하여 하체의 기본 골격을 생성하고(body segments) 엉덩이, 무릎, 발목 기본 관절을 연결하였다(joints). 여기에 근육을 생성

시킨 후(soft tissues) 모션캡처 시 마커 정보로 동작을 부여하였다(marker). 마지막으로 그 위에 솔리드로 변환된 피부 정보를 주어 모델링을 완성하고 본 연구에서 설계한 다리보호대를 착용시킨 후 동작 시뮬레이션을 실시하여 시간에 따른 하지 근육의 장력을 살펴보았다. 이 모델에서 근육의 장력은 근활성도, 근육의 길이, 수축 속도에 따라 달라지는데 이를 수식으로 나타내면 다음 식(2)와 같다.

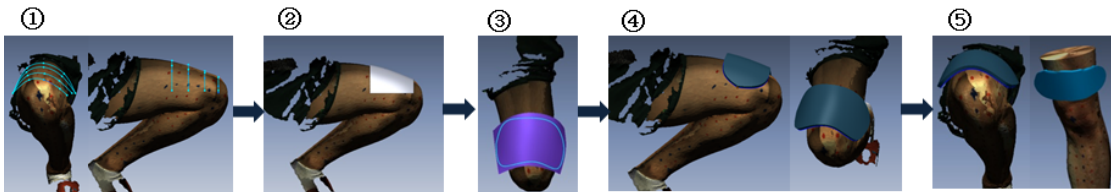
$$F^m = f_a(a, l^m) f(v) + f_p(l^m) \quad \text{식(2)}$$

### Ⅲ. 연구결과

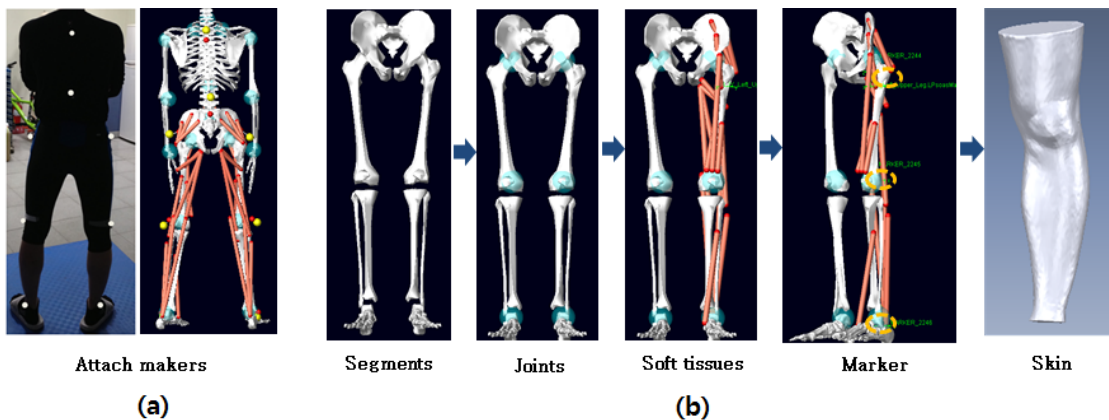
#### 1. 다리 동작에 따른 체표면 길이 변화 분석과 다리 보호대 영역 분할

동작에 따른 체표면의 세로 길이 변화 결과<Table 2>, 정자세에서 90° 무릎을 구부린 자세를 취하면 허벅지와 무릎 부위(H1~H9)의 정면(c, d, e 열)에서 증가하는 영역이 나타났다. 특히 무릎 부위의 정면에서 1cm 이상 세로

길이가 늘어났고, 120° 무릎을 구부린 자세를 취할 때도 90°와 유사한 경향이였다. 그러나 다리의 내측과 외측 부위는 무릎을 구부림에 따라 체표 길이가 감소하는 현상이 두드러졌다. 반면 <Table 3>의 가로 길이 변화는 세로 길이 변화에 비해 그 양이 크지 않았고 대부분 무릎 굴곡 시 체표 길이가 감소하였다. 따라서 체표면의 세로 길이 변화를 근거로 다리보호대의 분할 영역을 다음과 같이 설정하였다. 동작 시 1cm 이상 세로 길이가 증가하는 부위는 다리 정면 즉 c, d, e 열 H4에서 H8에 집중되어 있어 이에 따라 H4~H8을 무릎 영역으로 설정하고 그 위 H1~H3을 허벅지 영역, H9~H16을 정강이 영역으로 구분하였다. 영역 선정 후 영역별로 세로 전체 길이 변화를 계산해 본 결과<Table 4>, 내측과 외측에서는 체표변화가 미비하거나 줄어드는 결과가 나타났고 정면은 대체로 체표면이 증가하였다. 구체적으로 세로 전체 길이 변화 중 허벅지 앞면 영역에서는 약 1cm, 무릎 앞면 영역에서는 약 3cm 정도 체표가 증가하는 것으로 나타나 허벅지와 무릎 사이에 절개선을 두는 것이 동작에 대응할 수 있는 합리적인 방법으로 판단되었다. 그리고 가로 전체 길이 변화에 대해 관찰한 결과<Table 5>, 그 값이 크지는 않았



[Figure 4] The modeling process for the leg guards



[Figure 5] (a)Maker location of motion capture (b) The modeling process of the lower body for biomechanical analysis

(Table 3) Changes in horizontal length of the standing and knee flexion postures (unit: cm)

	i					j					k					l								
	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s				
Thigh	W1	4.03	3.64	3.84	-0.39	-0.19	W1	3.39	3.44	3.68	0.05	0.29	W1	3.43	3.27	3.59	-0.16	0.16	W1	3.54	3.84	4.04	0.3	0.5
	W2	4.75	4.11	4.52	-0.64	-0.23	W2	3.6	3.8	4.23	0.2	0.63	W2	3.91	3.75	3.77	-0.16	-0.14	W2	3.91	3.82	4.03	-0.09	0.12
	W3	3.36	5.39	3.83	2.03	0.47	W3	3.4	4.16	3.59	0.76	0.19	W3	3.24	3.86	3.79	0.62	0.55	W3	2.85	3.72	3.48	0.87	0.63
	W4	3.84	3.53	3.69	-0.31	-0.15	W4	4.2	3.99	3.87	-0.21	-0.33	W4	3.85	3.74	3.88	-0.11	0.03	W4	3.9	3.6	3.95	-0.3	0.05
	W5	4.62	5.43	5.31	0.81	0.69	W5	4.19	4.67	4.51	0.48	0.32	W5	4.1	4.13	3.89	0.03	-0.21	W5	3.56	3.72	3.22	0.16	-0.34
	W6	5.03	4.92	5.35	-0.11	0.32	W6	4.98	4.96	4.81	-0.02	-0.17	W6	4.16	4.33	4.27	0.17	0.11	W6	3.7	4.17	4.27	0.47	0.57
	W7	4.03	4.27	4.4	0.24	0.37	W7	4.01	4.08	4.13	0.07	0.12	W7	3.45	3.76	3.57	0.31	0.12	W7	3.54	3.78	3.65	0.24	0.11
Knee	m					n					o					p								
	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s				
	W1	2.88	5.36	4.97	2.48	2.09	W1	3.3			-3.3	W1	2.77			-2.77	W1	2.77	2.51	2.43	-0.26	-0.34		
	W2	3.68	3.45	3.88	-0.23	0.2	W2	3.19	3.87	3.72	0.68	0.53	W2	2.79	3.41	3.29	0.62	0.5	W2	2.63	2.59	2.55	-0.04	-0.08
	W3	2.6	3.94	3.94	1.34	1.34	W3	2.74	3.63	3.74	0.89	1	W3	2.83	3.65	3.05	0.82	0.22	W3	2.5	2.78	2.59	0.28	0.09
	W4	3.68	3.63	3.99	-0.05	0.31	W4	3.44	3.04	3.71	-0.4	0.27	W4	2.9	3.15	3.15	0.25	0.25	W4	2.25	2.45	2.1	0.2	-0.15
	W5	3.67	3.84	3.9	0.17	0.23	W5	4.22	4.12	3.84	-0.1	-0.38	W5	3.63	3.56	3.84	-0.07	0.21	W5	3.58	3.17	3.97	-0.41	0.39
W6	3.16	3.96	4.01	0.8	0.85	W6	2.47	3.24	3.19	0.77	0.72	W6	3.22	3.14	3.1	-0.08	-0.12	W6	2.91	3.14	2.7	0.23	-0.21	
W7	3.83		3.34		-0.49	W7	3.58		3.29	-3.58	-0.29	W7	2.73			-2.73	W7	2.51		3.31		0.8		
Shin	q					r					s					t								
	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s				
	W1	2.76	2.63	2.55	-0.13	-0.21	W1	3.11	2.39	2.33	-0.72	-0.78	W1	2.82	2.86	2.83	0.04	0.01	W1	2.97	2.43	2.35	-0.54	-0.62
	W2	2.69	2.54	2.58	-0.15	-0.11	W2	2.5	2.45	2.49	-0.05	-0.01	W2	2.72	2.22	2.31	-0.5	-0.41	W2	2.64	2.65	3.07	0.01	0.43
	W3	2.51	2.27	2.39	-0.24	-0.12	W3	2.33	2.52	2.63	0.19	0.3	W3	2.5	2.59	2.72	0.09	0.22	W3	2.2	2.28	2.2	0.08	0
	W4	2.06	2.74	1.94	0.68	-0.12	W4	3	2.51	2.39	-0.49	-0.61	W4	2.58	2.35	2.37	-0.23	-0.21	W4	2.41	2.25	2.24	-0.16	-0.17
	W5	3.75	2.9	3.96	-0.85	0.21	W5	3.5	3.57	4.26	0.07	0.76	W5	4.13	4.09	4.57	-0.04	0.44	W5	3.34	3.44	3.97	0.1	0.63
W6	3.56	3.52	2.88	-0.04	-0.68	W6	3.8	3.51	3.07	-0.29	-0.73	W6	3.6	3.18	2.54	-0.42	-0.53	W6	3.58	3.32	2.95	-0.26	-0.63	
W7	2.76		3.6		0.84	W7	2.59		3.65		1.06	W7	2.45		4.22		0.62	W7	2.97		3.84		0.87	
Shin	u					v					w					x								
	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s	S	90°	120°	90°-s	120°-s				
	W1	3.76					W1	3.9				W1	2.1			W1	2.68							
	W2	2.74	2.8	2.61	0.06	-0.13	W2	2.65	2.54	2.33	-0.11	-0.32	W2	2.82	2.61	2.47	-0.21	-0.35	W2	2.4	2.34	2.24	-0.06	-0.16
	W3	1.92	2.23	2.37	0.31	0.45	W3	2.23	2.17	2.28	-0.06	0.05	W3	1.66	1.72	2.05	0.06	0.39	W3	1.76	1.67	1.98	-0.09	0.22
	W4	2.65	1.96	1.83	-0.69	-0.82	W4	2.28	2.03	1.78	-0.25	-0.5	W4	2.16	1.88	1.59	-0.28	-0.57	W4	1.77	1.76	1.43	-0.01	-0.34
	W5	2.73	2.77	3.21	0.04	0.48	W5	2.34	2.4	2.9	0.06	0.56	W5	2.92	2.91	3.01	-0.01	0.09	W5	2.54	2.46	2.8	-0.08	0.26
W6	3.18	3.15	3.02	-0.03	-0.16	W6	3.13	2.9	2.91	-0.23	-0.22	W6	2.05	2.38	2.43	0.33	0.38	W6	2.43	2.5	2.7	0.07	0.27	
W7	3.76		3.96		0.2	W7	3.26		3.47		0.21	W7	2.68		3.33		0.65	W7	2.99		3.05		0.06	
Shin	y																							
	S	90°	120°	90°-s	120°-s																			
	W1					2.99																		
	W2	2.05	2.38	2.31	-0.33	-0.07																		
	W3	1.61	1.72	1.75	-0.11	0.03																		
	W4	1.61	1.64	1.93	-0.03	0.29																		
	W5	2.8	3	2.77	-0.2	-0.23																		
W6	2.53	2.06	2.23	0.47	0.17																			
W7		2.84	3.08		0.24																			

S=Standing Posture  
Blank= Missing area

지만 허벅지와 무릎 영역은 체표면이 증가하였다. 종합적으로 다리보호대의 영역 분할은 체표면 세로 길이에 의해 구분하는 것이 타당하다고 판단하였고 다리 정면을 감싸는 면적은 무릎 굴곡 시 늘어나는 양이 고려되어야 한다고 판단하였다. 다만 기존 다리보호대 제품들은 주로 2개의 영역(허벅지, 무릎과 정강이)으로 이루어져 있다. 그러나 본 연구에서는 체표길이 분석 결과 무릎 영역이 두드러지게 증가하는 경향이 뚜렷하기 때문에 무릎과 정강이를 각각의 영역으로 분리시켰다. 따라서 3개의 영역(허벅지, 무릎, 정강이)으로 모델링하였으며 2-영역 다리보호대(B)와 3-영역 다리보호대(A) 중 어느 것이 더욱 효율적인가를 비교하였다.

## 2. 동작에 따른 형상 분석과 다리보호대 모델링 자세 선정

다리 동작에 따른 가로 곡률의 크기를 살펴보면<Table 6>, 무릎 굴곡이 커질수록 가로 곡률값도 함께 커지는 것을 볼 수 있다. 90° 무릎을 구부린 자세일 때는 정자세보다 약 0.5cm 미만으로 곡률이 커지는 경향이 나타났고 120° 무릎을 구부린 자세일 때는 대부분 약 0.5cm 이상으로 곡률이 커지는 것을 관찰할 수 있었다. 즉 무릎을 구부리게 되면 곡면의 형상이 완만하게 변형 된다고 볼 수 있다. 다만 정강이의 아랫부분은 곡률변화가 거의 미비한 것으로 보아 무릎을 구부려도 형상의 변화는 거의 없는

〈Table 4〉 Total change in vertical length of the lower body according th the sectional view method (unit: cm)

			S	90°	120°	90°-S	120°-S
Thigh (H1+H2+H3)	Inside	a	9.24	9.61	9.4	0.37	0.16
		b	9.44	9.87	9.72	0.43	0.28
	Front	c	8.7	9.75	9.81	1.05	1.11
		d	8.71	10.52	10.21	1.81	1.5
		e	8.79	9.93	10.16	1.14	1.37
	Outside	f	9.02	10.51	9.67	1.49	0.65
		g	8.89	8.73	8.77	-0.16	-0.12
		h	8.5	8.36	8.23	-0.14	-0.27
Knee (H5+H6+H7+ H8)	Inside	a	17.11	16.29	15.4	-0.82	-1.71
		b	15.25	17.72	17.89	2.47	2.64
	Front	c	10.57	12.75	13.51	2.18	2.94
		d	11.23	13.62	14.17	2.39	2.94
		e	11.2	13.32	14.24	2.12	3.04
	Outside	f	10.23	10.97	11.37	0.74	1.14
		g	9.47	8.46	8.62	-1.01	-0.85
		h	7.66	-	7.78	-	0.12
Shin (H9+H10+H11 +...+H16)	Inside	a	4.4	4.03	4.49	-0.37	0.09
		b	25.98	25.51	26.58	-0.47	0.6
	Front	c	25.77	25.65	25.98	-0.12	0.21
		d	25.59	25.88	26.13	0.29	0.54
		e	25.5	25.81	26.08	0.31	0.58
	Outside	f	26.02	26.62	26.55	0.6	0.53
		g	27.02	26.12	26.48	-0.9	-0.54
		h	24.88	-	24.06	-	-0.82

〈Table 5〉 Total change in horizontal length of the lower body according to the sectional view method (unit: cm)

			S	90°	120°	90°-S	120°-S
(W1+W2 + ... +W6+W7)	Thigh	i	29.15	31.31	30.94	2.17	1.80
		j	27.82	29.12	28.83	1.30	1.00
		k	26.02	26.84	26.77	0.82	0.74
		l	24.59	26.67	26.66	2.08	2.07
	Knee	m	23.51	28.08	28.13	4.57	4.62
		n	22.95	25.28	25.61	2.33	2.66
		o	18.17	20.22	19.46	2.05	1.29
		p	19.39	19.56	19.66	0.17	0.26
	Shin	q	19.85	19.43	19.90	-0.42	0.05
		r	20.86	19.05	20.84	-1.81	-0.02
		s	21.10	19.73	21.60	-1.36	0.50
		t	19.97	18.64	20.62	-1.33	0.65
		u	16.72	15.09	16.99	-1.63	0.27
		v	15.55	14.28	15.66	-1.27	0.12
		w	14.31	13.61	14.87	-0.70	0.56
		x	13.80	12.92	14.20	-0.88	0.41
y	13.60	12.48	14.06	-1.12	0.46		



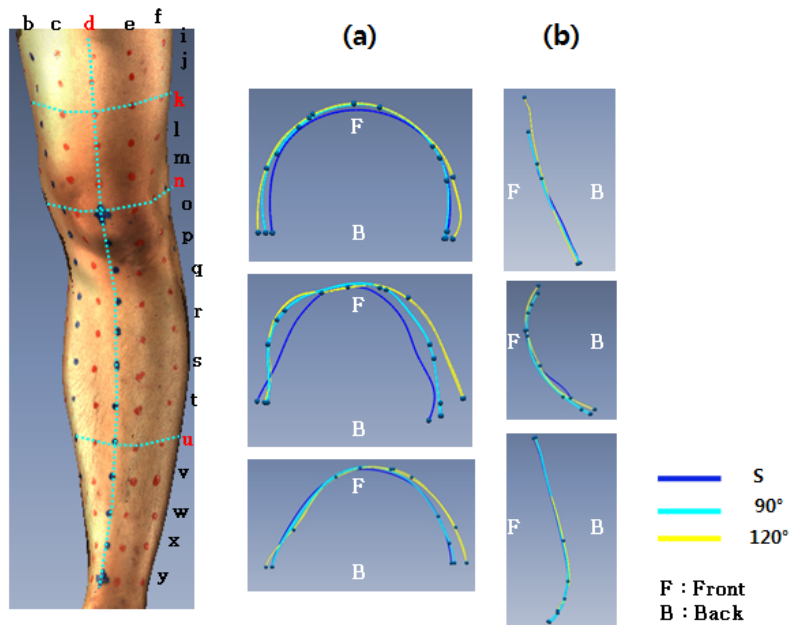
것을 알 수 있었다. [Figure 6(a)]의 세 가지 동작 시 영역별 중간위치에 해당하는 k, n, u열 위치에서 중합한 횡단면도 형상을 보면 허벅지부위 영역의 k열 위치와 무릎 부위 영역의 n열 위치에서 120° 무릎 구부린 자세 일 때 형상은 완만하지만 외곽 양쪽으로 커지고 있는 형상이 나타났다. 정강이 부위 영역의 u열 위치에서는 120°일 때 뒤쪽으로 약간 커지는 것을 알 수 있었다. 반면 무릎을 구부

리는 동작에 따른 세로 곡률 형태를 살펴보면<Table 7>, 허벅지 영역은 대부분의 위치에서, 무릎 영역은 모든 위치에서 곡률값이 작아졌고 정강이 영역은 작아짐과 커짐이 공존하였다. 그런데 [Figure 6(b)]의 세 가지 동작 시 영역별로 중간위치에 해당하는 d열 위치에서 무릎 굴곡동작에 따라 중합한 종단면도 형상을 살펴보면, 가로에 비해 세로는 변화가 크지 않은 것을 확인할 수 있었다. 즉

<Table 6> Results of the horizontal radius of curvature measurements (unit: cm)

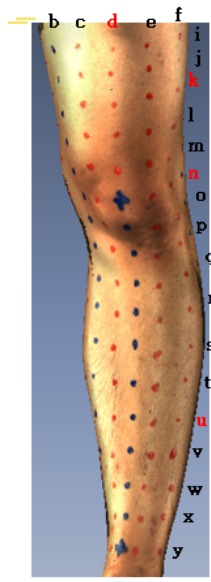
		S	90°	120°	D	D*	D**
Thigh	i	7.49	7.65	7.91	0.16	0.42	0.27
	j	7.22	7.41	7.78	0.19	0.56	0.37
	k	6.79	7.11	7.67	0.32	0.88	0.56
Knee	l	6.54	6.95	7.55	0.41	1.01	0.60
	m	6.41	6.59	7.28	0.18	0.87	0.69
	n	6.22	6.36	6.75	0.14	0.53	0.39
	o	5.81	6.40	6.51	0.59	0.71	0.12
	p	5.50	5.80	6.36	0.30	0.85	0.55
Shin	q	5.62	5.90	6.93	0.27	1.31	1.03
	r	5.82	6.05	7.14	0.22	1.32	1.10
	s	6.02	6.24	7.09	0.21	1.07	0.85
	t	5.91	6.09	6.77	0.17	0.86	0.69
	u	5.41	5.34	5.98	-0.06	0.57	0.64
	v	4.47	4.67	4.79	0.21	0.32	0.11
	w	3.99	4.18	4.19	0.19	0.21	0.01
	x	3.53	3.75	3.72	0.23	0.20	-0.03
	y	3.37	3.28	3.57	-0.09	0.20	0.29

S=Standing Posture / D=90°-S / D\*=120°-S / D\*\*=120°-90°



[Figure 6] (a) Horizontal section view  
(b) Vertical section view during knee flexion

(Table 7) Results of the vertical radius of curvature measurements (unit: cm)



	S	90°	120°	D	D*	D**	
Thigh	a	60.47	9.13	8.66	-51.35	-51.81	-0.47
	b	111.54	24.72	20.24	-86.82	-91.30	-4.48
	c	93.62	30.02	37.43	-63.60	-56.19	7.41
	d	61.95	72.99	48.28	11.04	-13.67	-24.71
	e	65.88	121.48	94.01	55.60	28.13	-27.47
	f	65.63	51.69	36.95	-13.93	-28.68	-14.74
	g	<b>50.18</b>	51.52	26.46	<b>1.34</b>	<b>-23.72</b>	<b>-25.06</b>
	h	108.01	22.75	54.03	-85.26	-53.97	31.28
Knee	a	34.79	7.43	6.84	-27.35	-27.94	-0.59
	b	19.10	7.38	5.52	-11.72	-13.58	-1.86
	c	45.43	3.73	2.81	-41.71	-42.62	-0.91
	d	11.02	9.02	9.10	-2.00	-1.92	0.08
	e	20.19	8.87	9.12	-11.32	-11.07	0.25
	f	29.82	7.54	6.83	-22.28	-22.99	-0.71
	g	22.96	4.23	3.75	-18.73	-19.21	-0.48
	h	28.49	1.80	1.61	-26.70	-26.88	-0.19
Shin	a						
	b	153.95	106.08	92.44	-47.87	-61.51	-13.64
	c	272.23	<b>215.25</b>	<b>205.57</b>	<b>-56.98</b>	<b>-66.66</b>	<b>-9.68</b>
	d	125.82	106.91	170.31	-18.91	44.49	63.40
	e	88.93	194.17	166.78	105.23	77.84	-27.39
	f	113.69	104.43	105.99	-9.26	-7.69	1.57
	g	59.53	71.55	69.92	12.02	10.39	-1.63
	h	54.56	67.44	68.49	12.88	13.93	1.05

S=Standing Posture / D=90°-S / D\*=120°-S / D\*\*=120°-90°

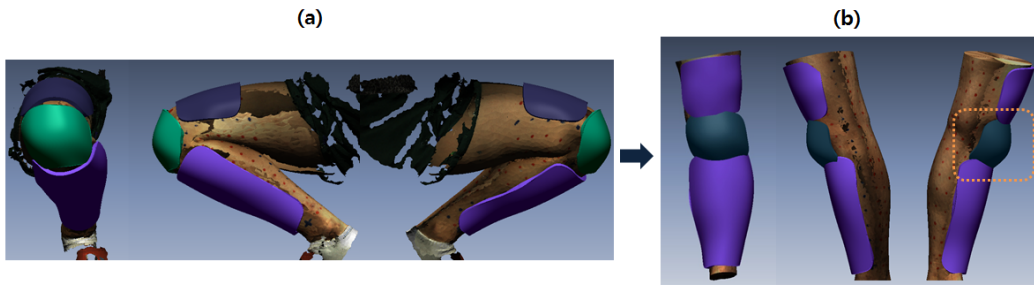
곡률 측정 결과, 선정하는 세로 방향의 세 점 간격이 무릎 굴곡 동작에 의해 줄어들면서 세로곡률값은 작아지지만 이것이 종단면의 형상에는 영향을 미치지 않는 것을 알 수 있었다. 결과적으로 무릎의 구부러게 되면 가로 곡률은 커지고 세로 곡률은 대체로 작아지는 경향이 있었으며 종단면에 비해 횡단면의 변화가 크게 나타났던 120° 무릎 굴곡의 3차원 데이터를 활용하여 다리보호대 모델링을 실시하였다. 이는 앞서 구분된 영역별로 체표면 가로 전체 길이 측정 결과<Table 5>, 동작 시 늘어나는 치수를 고려해야한다고 언급했던 것을 자연스럽게 커버하는 효과라 할 수 있다.

### 3. 다리보호대 3차원 모델링

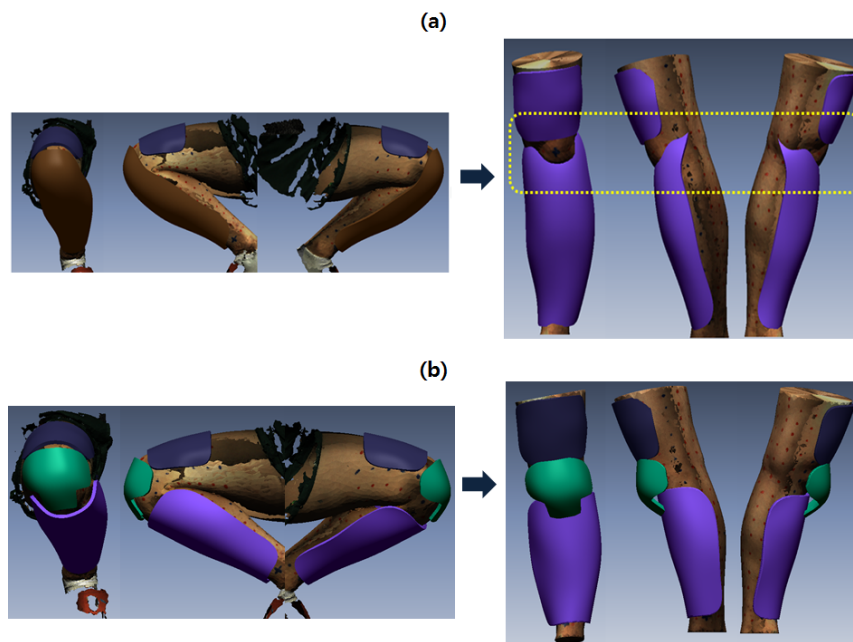
120° 무릎 굴곡 자세를 기반으로 3차원 모델링한 3-영역 다리보호대(A)는 [Figure 7(a)]와 같으며, 이를 정자세 데이터에 착용시켜보면 [Figure 7(b)]와 같다. 120° 무릎을 구부린 자세에는 다리보호대가 안정적으로 밀착되는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 정자세 시에는 무릎과 정

강이 영역이 다소 겹쳐 실물 착용 시 불편함을 유발시킬 가능성이 있지만 충격흡수 폼으로 인해 인체와 다리보호대 간에 간격이 생기면 이는 해소될 것으로 판단하였다. 이렇게 3개의 영역으로 분할하여 120° 무릎을 구부린 자세에서 모델링한 다리보호대 3차원 모형(mock-up)을 완성하였다. 그리고 기존 제품과 같이 무릎과 정강이를 하나의 영역으로 구성시킨 2-영역 다리보호대(B)도 120° 동작 자세에서 모델링하였다. 그러나 무릎부터 정강이까지 모델링 하는 것은 정자세 착용 시 매우 부적합하였으므로 [Figure 8(a)], 허벅지-무릎-정강이로 나누어 각각 모델링한 후, 무릎과 정강이를 고정하였다[Figure 8(b)]. 이 때, 무릎의 아래와 정강이의 위가 겹쳐지는 부분을 해소시키기 위해 무릎영역의 아래 부분 디자인을 변형하였다.

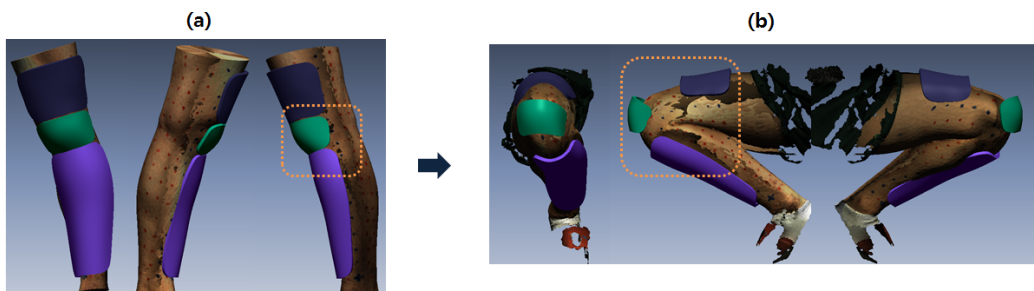
한편 정자세를 기반으로 다리보호대를 모델링해 이를 동작자세에 착용시켜보았다[Figure 9]. 120° 무릎을 구부린 자세에 착용시켜본 결과, 체표길이가 세로방향으로 증가하는 것을 다리보호대가 전적으로 커버하지 못하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 모델링 결과물은 보호의 기능이 부족한 것은 물론이고 앉은 자세에서 정강이 영역의



[Figure 7] (a) Modeling the knee leg guard at a 120° knee flexion posture  
 (b) The model, while standing, is wearing the leg guard shown from a 120° knee flexion posture



[Figure 8] The two-part leg guard(thigh, knee+shin) from the 120° knee flexion posture



[Figure 9] (a) The three-part leg guard is modeled from the standing posture  
 (b) The model, while the 120° knee flexion, is wearing the leg guard shown from the standing posture

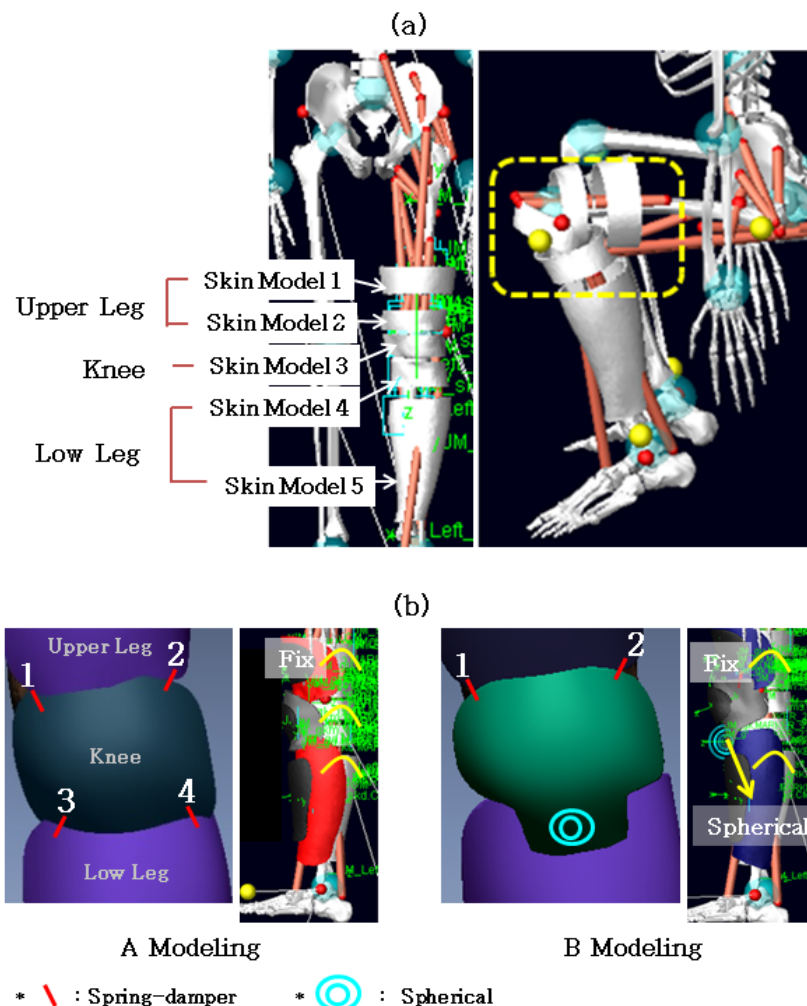
가로방향의 곡률은 다리보호대가 피부보다 작아 불편함을 초래할 것으로 판단된다. 따라서 주로 앉은 자세에서 경기에 임하는 포수의 다리보호대 설계범으로는 부적합함을 확인할 수 있었다.

#### 4. 생체역학 시뮬레이션

##### 4. 1. 다리보호대의 생체역학 모델링

피험자의 인체정보를 입력해 기본 골격(body segments)을 생성하였으며 기본관절(joint)와 근육(soft tissue)은 LifeMOD에서 제공하는 동역학 기본 구조(inverse dynamics base set)로 설정하였다. LifeMOD의 인체 모델은 강제모델로 무릎 굴곡동작에 따른 피부의 신전을 나타

낼 수 없기 때문에 3차원 인체 스캔 데이터상에서 모델링된 다리보호대의 각 영역이 부착될 수 있도록 허벅지, 무릎, 정강이 피부 모델을 절개해 분리하여 시뮬레이션 시 무릎이 굴곡하는 동안 공간이 벌어져 피부의 신전을 나타내도록 하였다. 단, 다리보호대 각 파트 간 연결 및 인체와 보호대의 연결이 가능하도록 하기 위해 다리보호대 모델링 영역을 기준으로 허벅지, 무릎, 정강이를 분리하였다. 즉, 피험자의 3차원 솔리드 피부 데이터를 다섯 부분으로 나누어 LifeMOD로 불러오기(import)하였으며 이때, 무릎 중양을 중심으로 윗부분에 해당하는 피부모델 2개는 허벅지(upper leg)에 고정형 조인트(fixed joint)로 연결하였고 아래 부분에 해당하는 피부모델 2개는 정강이(lower leg)에 고정형 조인트로 연결하였다. 단 무릎 중양



[Figure 10] (a) Skin segments modeling process (b) Spring connection positions and boundary conditions

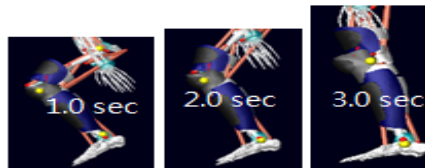
에 위치하는 피부모델은 무릎 굽곡 동작 시 신전되는 피부의 형태와 유사하게 시뮬레이션 될 수 있도록 회전 조인트(revolute joint)를 형성하였다. 또한 모션 캡처 시 피험자의 마커 위치와 동일하게 허벅지, 무릎 정중앙, 정강이에 마커를 형성시키고 모션 캡처 좌표값으로 세 마커간의 각도를 추적하여 시간별로 부여해 동작 시 허벅지와 정강이의 중앙에서 인체와 같은 각을 유지할 수 있도록 하였다[Figure 10(a)].

최종적으로 피부까지 모델링 된 인체 위에 각 다리보호대 A, B를 착용시키고 생체역학 결과를 분석하였다. 이때, 피부와 다리보호대 사이의 경계조건은 다음과 같았다. 3-영역 다리보호대(A)의 허벅지와 정강이 영역은 각각 허벅지와 정강이 피부와 고정형 조인트로 연결하였다. 무릎 영역은 무릎 피부와 고정형 조인트로 연결하고 보호대 허벅지 및 정강이 영역과는 2개씩의 스프링댐퍼(spring-damper)로 연결시켜 피부 움직임에 대응하도록 하였다 [Figure 10(b)]. 2-영역 다리보호대(B)의 허벅지 영역은 허벅지 피부와 고정형 조인트로 연결하였고 보호대의 무릎-정강이 영역은 허벅지 영역과 2개의 스프링댐퍼

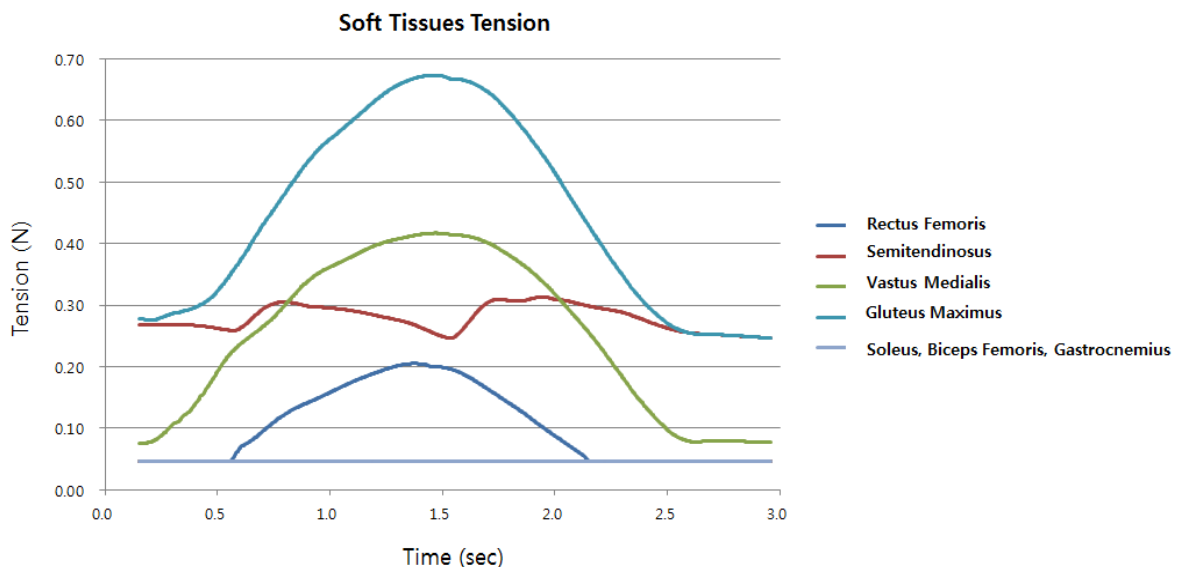
(spring-damper)로 연결시켰다. 무릎과 허벅지의 결합은 구상 조인트(spherical joint)를 생성해 무릎 부위의 움직임이 가능하도록 하였으며 정강이 피부와 고정형 조인트로 연결하였다.

#### 4. 2. 다리보호대의 생체역학 시뮬레이션 결과

시간에 따른 시뮬레이션 형상은 [Figure 11]과 같이 동작의 시간주기는 약 3초였으며 1.5초 부근에서 무릎 굽히기의 최대 동작을 수행하였다. 다리보호대를 착용한 상태에서 무릎 굽히기 동작을 수행했을 때 하지의 근육의 장력은 [Figure 12]에 나타난 것처럼 디자인 1과 2가 유사한 경향이였다. 이는 일반적으로 앉았다 일어서기 동작 수행 시 주로 수반되는 근육의 장력으로 보여진다. 대둔근, 내측광근, 반건양근, 대퇴직근의 순으로 장력이 크게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 생체역학 모델에 각기 다른 구조의 다리보호대를 착용시켰기 때문에 그에 따라 달라지는 경향을 확인해 보기 위하여 근육별 데이터를 추출해 그 차이를 비교해 보았다. 그 결과, 4개의 근육이 다



[Figure 11] Motion simulation of a model wearing the leg guard



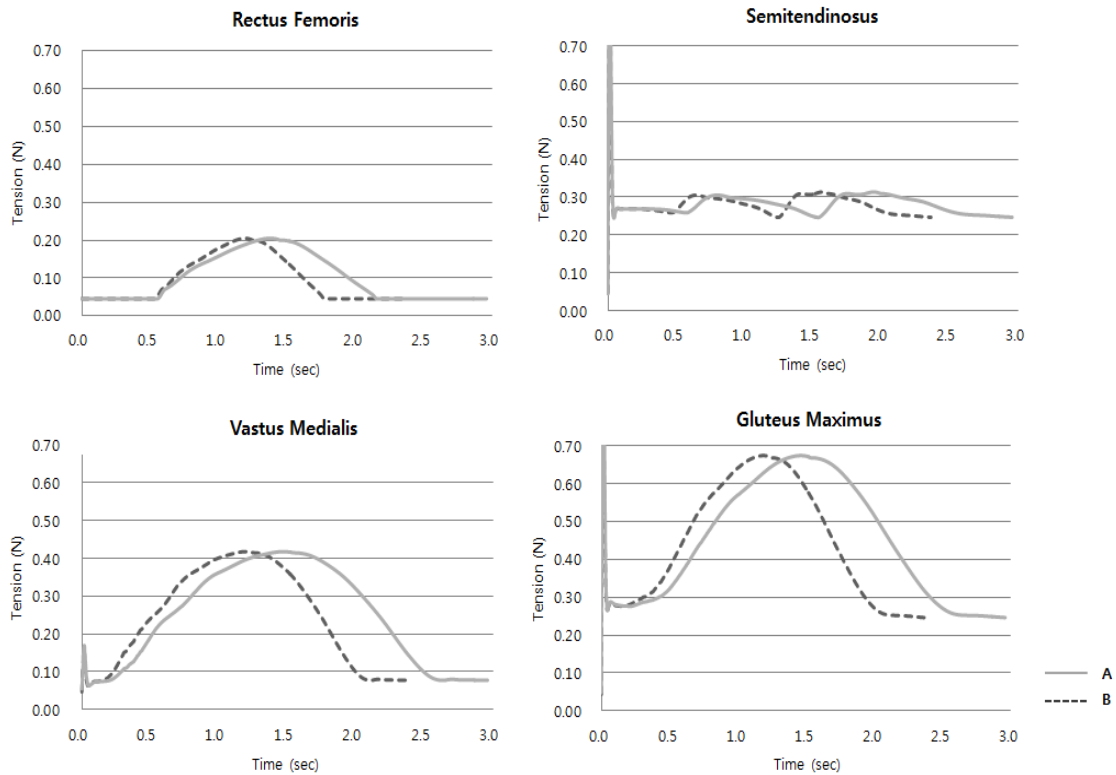
[Figure 12] Muscle tension of full motion

리보호대에 따라 근육의 활성화 시점에서 두드러진 차이를 보였다[Figure 13]. 보호대간의 차이를 보인 근육은 [Figure 13]에서 보는바와 같이 허벅지 영역(upper leg)에 작용하는 대퇴직근과 내측광근, 반건양근, 대둔근이었다. 두 개의 다리보호대 착용 시 근육 장력의 최대, 최소값은 동일하였으나 다리보호대 A(3-영역)를 착용한 경우 모두 장력이 늦게 활성화되기 시작하는 것으로 나타났다. 즉 활성화되는 시점을 기준으로 다리보호대 A(3-영역)가 좀더 인체의 동작에 무리를 주지 않는 디자인으로 해석할 수 있었다.

#### IV. 결론

본 연구에서는 최종적으로 인체를 보호하고 선수의 경기력을 극대화 할 수 있도록 착용 적합성, 동작 용이성을 지닌 다리보호대 설계를 위해 3차원 인체 데이터 기반의 기초 모델링 연구를 수행하였다. 3차원 인체 데이터로부터 동작에 따른 체표면 길이 분석 결과, 무릎을 구부리는

동작을 하게 되면 무릎 중심으로 변화 영역이 두드러지게 나타났다. 특히 무릎을 중심으로 세로 방향의 증가량이 커 다리보호대의 영역을 허벅지, 무릎, 정강이 3개의 영역으로 나누었다. 그리고 각 동작 데이터의 3차원 형상 분석 결과, 무릎을 굴곡할수록 가로 곡률이 증가하였으며 동시에 횡단면의 변화도 커서 120° 무릎 굴곡의 3차원 데이터를 기반으로 허벅지, 무릎과 정강이로 분할되는 3-영역 다리보호대 모델링을 실시하였다(A). 120° 무릎 굴곡 3차원 데이터를 기반으로 설계한 다리보호대는 앉은 자세 뿐 아니라 서있는 자세에서도 인체를 보호할 수 있는 영역이 넓었으며 3차원 모델링 형상의 곡률이 인체를 따라 설계되어 착용 시에 불편함을 유발하지 않을 것으로 사료된다. 더불어 기존의 제품을 참고하여 무릎과 정강이가 하나의 영역으로 설계된 2-영역 다리보호대(B)를 함께 모델링하여 생체역학 프로그램으로 동작을 시뮬레이션하고 다리보호대 구조에 따른 근육의 장력을 살펴보았다. 그 결과, 앉았다 일어서기 동작을 수행함에 있어서 하지의 근육에 걸리는 장력의 최대값과 최소값은 다리보호대 구조와 관계없이 유사하게 나타났다. 그러나 다리보호대 A를 착용하



[Figure 13] Muscle tension in comparison with leg guards

였을 때 반건양근, 내측광근, 대내전근, 대둔근 등에서 근육이 활성화되는 시점이 낮고 비활성화 시점은 유사한 것으로 나타났기 때문에 이는 다리보호대 A의 착용이 역학적으로 에너지를 덜 소요하였음을 확인할 수 있었다.

본 연구는 야구 포수의 다리 핵심 동작에 따른 인체 형상을 반영한 다리보호대 디자인 설계를 위해 인체 표면의 변화와 형상을 분석하여 다리보호대에 적합한 영역 및 자세를 도출하여 3-영역으로 구성된 다리보호대를 모델링하였다. 추후 모델링된 다리보호대를 3차원 프린팅으로 제작하여 착용자의 주관적 평가 및 피드백을 통해 더욱 완성도 있게 발전시킬 수 있을 것으로 기대한다. 또한 추후에는 다리보호대의 착용 시 열과 수분 전달을 고려하여 착용 쾌적성을 극대화할 수 있도록 소재의 물성, 물리적 보호성능 평가 등 다양한 차원에서의 검증들을 통해 최적의 다리보호대 개발이 이루어져야 할 것이다.

주제어: 다리보호대, 3차원 모델링, 생체역학적 분석

## REFERENCES

- Bellingar, T. A., & Slocum, A. C. (1993). Effect of protective gloves on hand movement: an exploratory study. *Applied Ergonomics*, 24(4), 244-250.
- Benson, B., Hamilton, G., Meeuwisse, W., McCrory, P., & Dvorak, J.(2009) Is protective equipment useful in preventing concussion? A systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 43 (Suppl. 1), i56 - i67.
- Choi, J. Y. & Hong, K. H. (2015). 3D skin length deformation of lower body during knee joint flexion for the practical application of functional sportswear, *Applied Ergonomics*, 48, p186-201.
- Han, J. Y.(2013). A study on the prototype modeling method using 3D printing. *Research Bulletin of Package Culture Design*, 34, 97-109.
- Huck, J., Maganga, O., & Kim, Y. (1997). Protective overalls: evaluation of garment design and fit. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 9(1), 45-61.
- Jo, Y. N., Chae, J. W., & Hong, H. Y. (2014). Estimation of lower extremity muscle force and metabolic energy consumption by using LifeMOD during gait, *Autumn Conference of Journal of the Korean Society of Mechanical Engineers fall*, 11, 1426-1428.
- Lee, H. J., Kim, N. Y., Hong, K., & Lee, Y.(2015). Selection and design of functional area of compression garment for improvement in knee protection. *Korean Journal of Human Ecology*, 24(1), 97-109.
- Lee, H., Eom, R. I., & Lee, Y. J. (2015). Analysis of Wearing Propensities, Wearing Comfort, Mobility of Movement, and 3D Shape for Advanced Baseball Leg Guards Design. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 39(1), 63-76.
- Lee, H., Hong, K., & Lee, Y. (2013). Ergonomic mapping of skin deformation in dynamic postures to provide fundamental data for functional design lines of outdoor pants. *Fibers and Polymers*, 14(12), 2197-2201.
- Marshall, S., Waller, A., Dick, R., Pugh, C., Loomis, D., & Loomis, D. (2002) An ecologic study of protective equipment and injury in two contact sports, *International Journal of Epidemiology*, 31(3), pp. 587 - 592.
- McIntosh, A., McCrory, P., & Finch, C. (2004). Performance enhanced headgear: a scientific approach to the development of protective headgear. *Br J Sports Med*, 34(1), 46-49.
- Watkins. S. M. (1998). *Clothing: The portable Environment*. Hei-Sun Choi Translated. Seoul: Ewha womans university press. (Original work published 1995)

Received 13 July 2015;

1st Revised 17 August 2015;

Accepted 25 August 2015