

인체계측 모델을 이용한 욕창방지용 공기셀 매트리스의 개발

Development of Air-cell Mattress for Preventing Pressure Ulcer Using Anthropometric Model

강성재, 문인혁*, 김규석, 홍정화, 류제청, 김경훈, 문무성

(Sung-Jae Kang, Inhyuk Moon, Gyu-Seok Kim, Jung-Hwa Hong, Je-Cheong Ryu, Kyung-Hoon Kim, and Mu-Seong Mun)

Abstract : Air mattress is now used widely to prevent the pressure ulcer by reducing the localized pressure peaks. The pressure control method based on the anthropometric model of an air-cell mattress developed in this study is presented. The air-cell mattress has 18 cylindrical air cells made of porous material allowing air leakage. Even though the air leakage can contribute to reducing the development of pressure ulcer by lowering the pressure peak, temperature and humidity, the air pressure changes with time and the desired air-cell pressure has to be determined as an optimal value for each user. To select the desired air-cell pressure, we first divide the parts of the body into four sections such as head, trunk, hip, and leg. Then, the pressure of each section grouped with air-cells is calculated from the weight of each part estimated from the individual height and body weight. Air supply system for the air-cell mattress is implemented by using four electronic solenoid valves and an air compressor, and it is driven by a real-time micro-controller. We experimented with five subjects of the contact pressure on skin. The experimental results show that the proposed air-cell mattress is effective for the prevention of the pressure ulcer.

Keywords : air-cell mattress, pressure ulcer, contact pressure control, anthropometric model

I. 서론

우리나라는 2000년도에 65세 이상의 노인인구가 전인구의 7%를 넘어서면서 고령화사회(aging society)에 접어들었으며, 2000년도의 장애인 실태조사[1]에 의하면 재가장애인과 시설장애인을 합쳐서 약 150만명에 이르는 것으로 나타났다. 최근 고령자 및 장애인의 수가 급속히 증가함에 따라 휠체어 및 장시간 침상 생활자가 증가하고 있으며, 이에 따라 욕창(pressure ulcer)을 예방할 수 있는 장치나 시설 등이 절실히 요구되고 있다.

욕창은 압력, 전단력, 마찰, 온도, 습도, 자세, 감염, 영양, 나이 등 여러 원인에 의하여 발생되지만, 그 중에서도 압력이 가장 큰 발병 요소로 알려져 있다[2]. 소동맥 미세혈관의 평균압력이 4.3kPa이므로[3], 이 압력 이상으로 장시간 압박이 있으면 모세혈관이 막혀 지방과 근육조직에 피가 공급되지 못해 조직 세포가 괴사하면서 욕창이 발생하는 것이다. 특히 그림 1에 나타난 바와 같이 후두부(occiput), 견갑골(scapula), 팔꿈치(elbow), 천골(sacrum), 뒤꿈치(heel) 등과 같은 특정부위에서 13.3kPa 이상의 높은 압력이 집중되어 욕창이 발생하기 쉬우며, 그 외에 대퇴골 전자(trochanters), 좌골융기(ischial tuberosities), 미저골(coccyx), 외복사뼈(external malleoli) 등의 뼈 돌출부(bony prominences)에서도 욕창이 발생하기 쉽다[4]. Kosiak[5]은 실험을 통하여 80kPa의 압력이 가해질 때에는 1시간 이내에, 20kPa의 압력이 가해질 때에는 12시간 이내에 욕창이 발생한다고

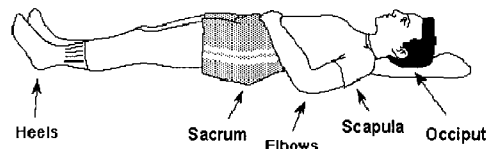


그림 1. 욕창 발생 부위.

Fig. 1. Body parts to be developed pressure ulcer.

밝혀내었다. 또한 욕창은 장애인이나 노인과 같이 휠체어나 장시간 침상 생활자에게서 쉽게 발병한다고 보고가 되었다[6].

욕창을 예방하기 위해서는 이와 같이 신체의 접촉 압력(contact pressure), 즉 체압(body pressure)을 모세혈관의 혈액순환 장애가 발생하는 최소압력 이하로 감압하거나, 외부에서 자세를 변환하여 특정부위에 작용하는 압력을 없애는 것이 중요하다. 이를 위해 체압 분산용 젤 혹은 공기를 이용한 방식[7] 혹은 매트리스[8]를 사용함으로써 특정부위에 집중된 압력을 분산시켜 욕창을 예방할 수 있다. 그러나 압력이 일정한 정적유동성 매트리스는 부위별 압력조절이 불가능하기 때문에, 신체의 부위별 무게의 차이에 따른 체압의 변화에 적응할 수가 없다. 자세를 변환하여 특정 부위에 작용하는 압력을 제거하기 위해서는 휠체어 생활자의 경우 30분마다 1분간 둔부를 좌석에서 분리해야 하고, 침상생활자의 경우 간병인이 2시간마다 침상자세를 변환시켜야 한다. 그러나 이러한 방법은 간병자의 많은 노력이 요구됨과 동시에 환자의 수면에도 방해되는 문제점이 있다. 따라서 최근에는 자동으로 환자의 체위를 변환할 수 있는 자동 체위변환 침대가 제안되었다[9]. 그러나 침대의 규모가 방대하여 큰 공간이 요구되며, 일반 가정에 적용하기에는 어려움 있다.

본 논문에서는 매트리스와 접촉되는 피부에서의 온도와 습도의 상승을 억제할 수 있도록 통기성 천(porous fabric)을

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2005. 1. 28., 채택확정 : 2005. 5. 13.

강성재, 문인혁, 김규석, 류제청, 김경훈, 문무성 : 재활공학연구소 (sjkang@iris.korec.re.kr/ihmoon@iris.korec.re.kr/gskim@iris.korec.re.kr/jcryu@iris.korec.re.kr/khkim@iris.korec.re.kr/msmun@iris.korec.re.kr)

홍정화 : 고려대학교 제어계측공학과(hongjh32@korea.ac.kr)

※ 본 연구는 정보통신부/보건복지부 정보통신선도기술개발(IMT 2000 R&D) 사업의 지원에 의하여 이루어진 것임 (과제번호: 01-PJ11-PG9-01HT00-0017).

외피로 사용한 공기셀(air-cell)과, 이 공기셀을 18개 병렬로 연결한 공기셀 매트릭스를 제안한다. 공기셀 매트릭스는 압력 제어의 효율성을 위해, 표준 인체계측모델(standard anthropometric model)을 바탕으로 머리부, 몸통부, 둔부, 다리부의 4개의 섹션(section)으로 나누고, 각 섹션은 4개의 전자식 솔레노이드 밸브를 이용하여 독립적으로 공기 압력을 제어한다. 우리는 [10]에서 각 섹션의 목표 공기 압력을 각 개인마다 실험적으로 결정하였고, 그 결과 최대 체압이 모세혈관에서 혈액순환 장애를 일으키는 압력인 4.3kPa(32mmHg) 이하로 유지할 수 있음을 보였다. 그러나 각 섹션별 목표 공기압이 개인마다 실험적으로 결정되었기 때문에, 초기 설정시간이 길어지는 문제점이 있었다. 본 논문에서는 표준 인체계측모델과 개인의 인체계측 데이터(anthropometrical data)인 신장과 체중을 이용하여 각 섹션별 하중 및 최대 접촉면적을 구하고, 이로부터 체압이 최소가 되도록 각 섹션의 목표 공기압을 일괄적으로 계산하는 방법을 제안한다. 그리고 목표 공기 압력의 계산 및 공기 밸브의 개폐가 실시간으로 제어되도록 고속 마이크로프로세서를 이용한 실시간 제어를 구현한다.

서로 다른 신장과 체중을 가진 7명의 피검자를 대상으로 기존에 상용화된 공기 매트릭스와 본 연구에서 제안한 공기셀 매트릭스와의 체압 분산 및 신체 자세 변화에 관한 성능 비교 실험을 수행한다. 성능 비교 실험의 결과로부터 본 논문에서 제안하는 인체계측모델기반의 공기압 제어형 공기셀 매트릭스가 욕창방지용 매트릭스로서 효과적임을 보인다.

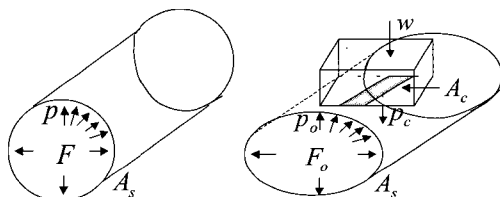
II. 욕창방지용 공기셀 매트릭스

1. 공기셀 압력과 체압의 관계

그림 2(a)와 같이 밀폐된 용기내의 유체가 면적 $A_s(m^2)$ 의 벽 또는 가상면에 유체의 등분포압축력 F 를 작용하면 압력 $p(N/m^2)$ 은 다음과 같다.

$$p = \frac{F}{A_s} \tag{1}$$

여기서 F 는 전압력(total pressure)에 의해 발생된 힘이다. 일반적으로 기체는 압축성 유체이지만, 유속이 음속(acoustic velocity)보다 훨씬 느리고 밀도나 온도의 변화가 무시할 정도로 작다면, 이 기체는 비압축성 유체로 간주할 수 있다. 또한, 기체내의 분자간의 점성이 운동의 조건에 따라 다르지만 무시 가능할 정도로 작다면, 비점성 유체로 볼 수 있다. 따라서 공기셀 내의 공기는 비압축성, 비점성인 이상유체(ideal fluid)로서 취급할 수 있다.



(a) Inner pressure of air-cell (b) Contact pressure by external load

그림 2. 공기셀의 압력과 접촉 압력.
Fig. 2. Pressure and contact pressure of air-cell.

그러므로 그림 2(b)와 같이 공기셀 위에 하중 $w(kgf)$ 의 강체가 놓이게 되면, 하중에 의한 압력은 파스칼의 원리에 의해 공기셀의 모든 부분에 동일한 힘으로 동시에 전달된다. 이 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$p_c = \frac{w}{A_c} = \frac{F_o}{A_s} = p_o \tag{2}$$

여기서 p_c 와 A_c 는 접촉 압력과 접촉 면적을, F_o 와 p_o 는 각각 외력에 의한 공기셀 내의 전체 힘(total force)과 내부 압력을 나타낸다. (2)는 공기셀의 내부 압력 p_o 를 측정하면 접촉 압력 p_c 를 측정할 수 있고, 또한 p_o 를 제어함으로써 p_c 를 제어할 수 있다는 것을 의미한다.

본 연구에서는 신체의 하중에 의한 접촉 압력, 즉 체압을 최소로 하는 것이 목적이다. 따라서 인체계측 데이터를 바탕으로 부위별 하중 w_i 과 이 부위의 최대 접촉면적 A_i 를 계산하면, (2)의 관계로부터 해당하는 부위의 체압과 목표 공기 압력을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$p_{ref_i} = \frac{w_i}{A_i} = p_{c_i} \tag{3}$$

이때의 체압 p_{c_i} 는 해당 부위의 체압을 최대한으로 분산시킨 최소 체압과 같다. 그리고 이 압력은 해당하는 부위의 체압을 최대한으로 분산시키기 위한 공기셀 내부의 목표 공기 압력 p_{ref_i} 과 같다.

2. 공기셀

욕창방지를 위해서는 체압의 저하 외에도 온도와 습도를 적절히 유지할 필요가 있다[2]. 따라서 본 연구에서는 통기성을 외피로 하는 공기셀을 제작하였다(그림 3참조).

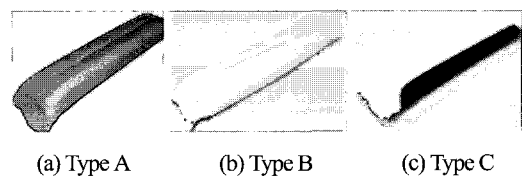


그림 3. 공기셀의 종류.
Fig. 3. Types of air-cell.

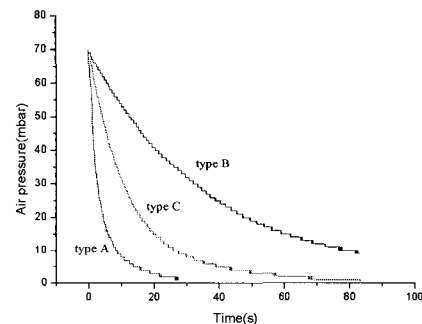


그림 4. 각 공기셀의 공기누설에 따른 압력변화.
Fig. 4. Pressure variation of each air-cell by air leakage.

A형은 상대적으로 공기 누설량이 큰 재료를 사용하였고, B형은 그 반대로 공기 누설량이 적은 재료를 사용하였다. C형은 공기셀의 외피에 A형과 B형에 사용된 천을 적당히 배분하여 공기 누설량을 다르게 제작한 것이다. 각 셀의 형상은 공히 110mm x 850mm x 180mm (WxDxH)의 크기의 직육면체에 가까운 타원형이지만, 본 연구에서는 직육면체의 형상으로 가정한다.

제작된 A, B, C의 세가지 공기셀에 대해 공기 누설량에 따른 공기압 변화를 실험하였다. 그림 4는 각 공기셀의 초기 압력을 9.3kPa로 한 상태에서 5kgf의 하중을 주었을 때, 공기 누설에 따른 셀의 공기압 변화를 측정된 결과이다. (4)로부터 공기셀의 내부 압력과 체압이 같으므로, 내부 압력은 최대 4.3kPa보다 높지 않는 것이 바람직하며, 일반적으로 2kPa이하로 유지하는 것이 좋다. 따라서 초기 무부하 상태에서 공기셀의 압력이 낮다고 할지라도, 하중에 의해 내부 압력이 높게 되므로, 가능한 빨리 2kPa까지 압력이 떨어질 수 있는 공기셀이 바람직하다. 이것은 높은 체압을 빨리 제거할 수 있으며, 또한 통기성이 우수하다는 것을 의미하므로 욕창방지에도 효과적임을 알 수 있다. 하지만 A형의 공기셀의 경우, 과도한 공기누설 때문에 설정된 내부 압력을 유지하기 위해서는 B, C형에 비해 상대적으로 더 많은 공기 압력 제어가 요구된다는 것을 알 수 있다.

한편, 본 연구에서의 공기압 제어용 밸브는 공기 주입용 밸브(inlet valve)만을 가지고 있고, 공기 배출용 밸브(outlet valve)는 없다. 그러므로 공기누설에 의한 공기압 변화가 느리게 되면, 하중이 주어진 초기에 특정부위에 높은 체압이 장시간 유지될 수도 있다. 따라서 B형의 경우는 하중이 가벼운 부위에 적용하는 것이 바람직하다. 본 연구에서는 욕창방지 효과와 매트리스의 공기압 제어의 효율성을 고려하여, B형과 C형의 공기셀을 적절히 배치한 공기셀 매트리스를 제안한다.

3. 공기셀 매트리스

하나의 넓은 공기튜브만으로 만들어진 매트리스는, 인체 부위별 하중과 접촉 면적의 차이로 인해 전체 평균 체압을 낮게 하더라도, 상대적으로 무거운 부위인 둔부 및 몸통 부위의 체압은 높아지는 문제점이 있다. 이것은 하중에 의해 매트리스의 높이가 상대적으로 낮아져 하중이 더욱 집중되고, 그 부위의 체압이 더 높아지기 때문이다.

본 연구에서는 그림 5와 같이 B형과 C형의 공기셀을 조합하여 총 18개의 공기셀을 병렬로 연결한 공기셀 매트리스를 제작하였다. 각 공기셀의 압력은 독립적인 제어가 가능하지

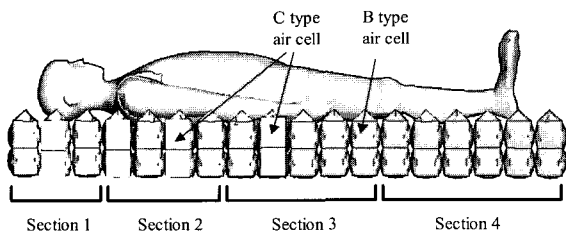


그림 5. 18개의 공기셀로 구성된 공기셀 매트리스.
Fig. 5. Air-cell mattress composed of 18 air-cells.

만, 욕창방지 효과와 공기압 제어의 효율성을 위해 표준 인체계측모델을 기준으로 머리, 몸통, 둔부, 다리의 네 부위로 나누고, 각각 3, 4, 5, 6개씩의 공기셀로 총 4개의 섹션을 구성한 뒤, 섹션별로 독립적으로 제어할 수 있도록 설계하였다. 이때 각 섹션은 대부분 B형의 공기셀로 구성되지만, 상대적으로 욕창이 빈번히 발생하는 후두부, 견갑골부, 그리고 천골부에는 C형의 공기셀을 삽입하여 통기에 의해 온도와 습도의 상승을 억제할 수 있도록 하였다.

III. 공기셀 매트리스 제어 시스템

신체의 하중에 의한 체압을 최소로 하기 위해서는 공기셀의 압력을 제어하여 신체의 접촉 면적이 최대가 되도록 하고, 그 결과로써 체압을 최대한 분산시키는 것이다. 이를 위해 신장과 체중과 같은 개인별 인체계측 데이터와 인체계측 모델을 이용하여 부위별 하중과 최대 접촉면적을 구하고, (3)로부터 체압을 최소로 하는 공기셀 매트리스의 섹션별 목표 공기 압력을 계산한다.

1. 인체 모델링

인체의 체절별 길이 및 무게를 신장과 체중에 관한 백분율로 표현하는 일반화된 표준 인체계측모델이 제안되었다[11-13]. 본 연구에서는 목표 공기 압력의 계산을 위해, 먼저 개인마다 각 체절의 계측데이터를 추정할 수 있는 [13]의 표준 인체계측모델을 바탕으로 근사화된 인체형상모델을 제안한다.

인체는 공기셀 매트리스의 섹션별 분리방법과 같이, 인체계측모델을 바탕으로 머리, 몸통, 둔부, 다리의 4부위로 나누고, 각 부위별 길이를 개인의 신장 h 에 대한 상대적인 길이로써 나타낼 수 있다(그림 6 참조). 이때 각 부위의 형상은, 머리는 구, 다리는 원통, 그리고 몸통과 둔부는 직육면체와 같이 근사된 형상으로써 모델링한다. 그리고, 각 부위별 최대 접촉면적은 머리와 다리 부위는 각각 구와 원통의 표면적의 절반으로 하고, 몸통과 둔부 부위는 직육면체의 밑면의 넓이로 가정한다. 따라서 각 부위별 최대 접촉 면적은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$A_{head} = 2\pi \cdot (0.065h)^2 \tag{4}$$

$$A_{trunk} = 0.240h \cdot 0.174h \tag{5}$$

$$A_{hip} = 0.253h \cdot 0.191h \tag{6}$$

$$A_{leg} = 2\pi \cdot 0.0275h \cdot 0.377h \tag{7}$$

여기서 A_{head} , A_{trunk} , A_{hip} , A_{leg} 는 각각 머리, 몸통, 둔부, 다리의 최대 접촉 면적을 나타낸다. 또한 각 부위의 무게는

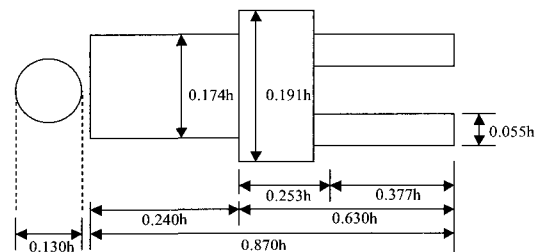


그림 6. 근사된 인체형상모델.
Fig. 6. Approximate shape model of human body.

표 1. 부위별 근사 무게.

Table 1. Approximate weight of each part of body.

Part of body	Head	Trunk	Hip	Leg
Weight	0.081w	0.355 w	0.342 w	0.222 w

표 2. 표준체형의 피검자(169cm, 61kg)의 부위별 무게, 최대 접촉 면적, 목표 공기 압력의 예.

Table 2. Example of part weight, contact area, and reference air pressure for a standard subject with 169cm, 61kgf.

	Weight [kg]	Contact area [cm ²]	Pressure [kPa]
Head	4.91	758	0.64
Trunk	16.59	1193	1.36
Hip	25.96	1380	1.84
Leg	13.54	1860	0.71

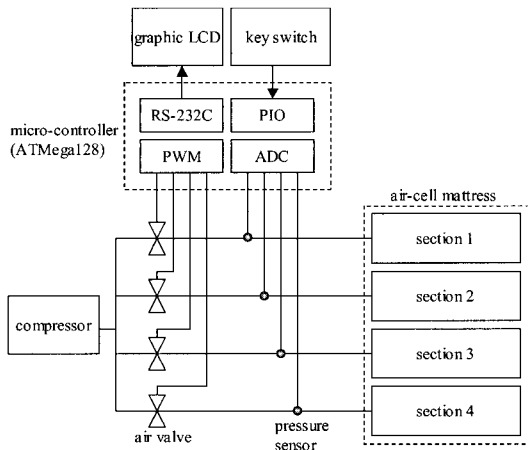


그림 7. 공기셀 매트리스의 압력제어 시스템.

Fig. 7. Pressure control system for air-cell mattress.

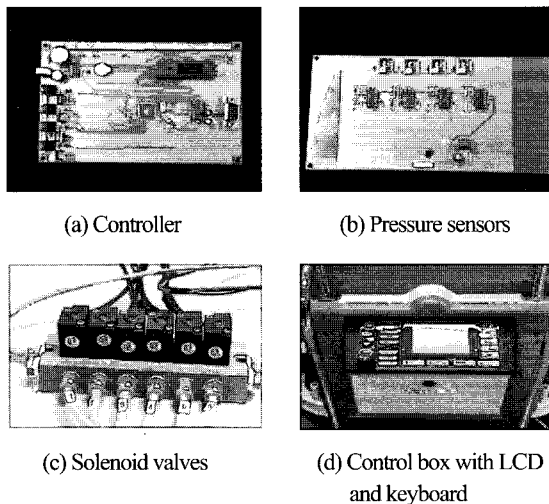


그림 8. 개발된 공기압력 제어 시스템.

Fig. 8. Developed air pressure control system.

표준 인체계측모델로부터 표 1과 같이 체중에 대한 상대적 무게로 근사화 할 수 있다. 여기서 w는 체중을 나타낸다[13].

이와 같이 추정된 각 부위별 무게와 최대 접촉 면적으로부

터 각 섹션별 목표 공기 압력을 구할 수 있다. 표 2는 신장 169cm에 체중 61kg의 표준체형을 가진 사람의 각 부위별 무게와 최대 접촉 면적과, (3)으로부터 계산된 각 섹션별 목표 공기 압력의 예를 보인다.

2. 압력 제어 시스템

공기셀 매트리스의 압력 제어 시스템은 그림 7과 같이 실시간 제어기, 압력센서, 솔레노이드 밸브와 컴프레서로 구성된다. 실시간 제어기는 고속의 연산속도를 가지면서 다양한 입출력 포트와 AD변환, 직렬통신, PWM 출력기능이 내장된 마이크로프로세서(ATMega-128, ATMel Co.)를 채용하였다. 공기셀 매트리스는 4개 섹션으로 구성되어 있기 때문에, 각 섹션을 독립적으로 제어하기 위해 압력센서(1220, EG&G Co.)와 솔레노이드 밸브(MAC35, MAC Co.)는 각 섹션별로 1조씩 설치하였다. 사용자의 신장과 체중을 입력하고, 섹션별 공기셀의 압력 및 체압 정보가 표시 가능하도록 키 스위치와 LCD 디스플레이를 이용한 사용자 인터페이스(user interface)를 구성하였다.

공기셀의 압력 제어 프로그램은 선점형 실시간 커널(preemptive real-time kernel)인 uCOS-II[14]로 구현하여, 실시간 제어가 가능하도록 하였다. 실행 태스크(task)는 매트리스의 4개의 섹션의 압력 제어를 위한 20msec주기의 4개의 태스크와, 100msec 주기의 키 입력 처리 태스크, 그리고 50msec 주기의 AD변환 태스크 등, 총 6개의 태스크로 구성하였다. 각 태스크의 실행은 다음과 같다. 먼저, AD변환 태스크에서는 실행 주기마다 순차적으로 4개의 섹션중 1개의 섹션의 압력을 AD변환하고, 이동평균(moving average)을 취하여 해당하는 섹션의 현재 압력으로 기록한다. 각 섹션의 압력 제어 태스크에서는 섹션의 현재 압력이 제어 압력보다 작을 경우, 솔레노이드 밸브를 열어 공기압력이 가해지도록 하였다. 한편 각 섹션의 공기압력을 측정하기 위해서는 솔레노이드 밸브를 닫아야만 한다. 따라서 본 연구에서는 50% 듀티비(duty ratio), 5Hz의 캐리어 주파수를 갖는 PWM신호로 솔레노이드 밸브의 개폐를 제어하여, 가압과 공기압력 측정이 교대로 이루어 지도록 하였다. 공기압력 제어시 측정된 압력이 제어 압력보다 클 경우에는 밸브를 닫은 상태로 내부 압력이 제어 압력에 도달할 때까지 자연 감소하도록 하였다.

이것은 본 연구에서 제안하는 매트리스의 압력 제어 시스템이 별도의 배기용 밸브를 가지고 있지 않기 때문이다. 그림 8은 본 연구에서 개발한 공기압력 제어시스템을 보인다.

IV. 실험 및 결과

본 연구에서는 18개의 공기셀을 병렬로 연결하고, 신체 부위별로 3, 4, 5, 6개씩 묶어서 섹션별로 공기압을 제어할 수 있는 공기셀 매트리스를 개발하였다. 매트리스의 전체 크기는 2000mm x 850mm x 180mm (WxDxH) 이다. 개발된 공기셀 매트리스의 성능 평가를 위해 기존의 상용화된 매트리스와의 성능 비교실험을 수행하였다. 이 실험에서는 각 부위별 평균 체압과 최대 접촉 체압과 같은 체압 분포와, 체중심 및 고관절 굴곡각도와 같은 신체 자세(body posture)의 변화를 성능 평가의 항목으로 하였다.

체압 분포의 측정을 위해서 접촉식 압력 센서 어레이(FSA Bed system, VISTA medical Co.)를 매트리스위에 설치하였다.

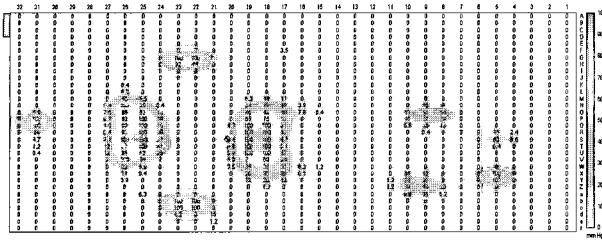


그림 9. 일반매트리스에서의 체압 분포.
Fig. 9. Body pressure on generic mattress.

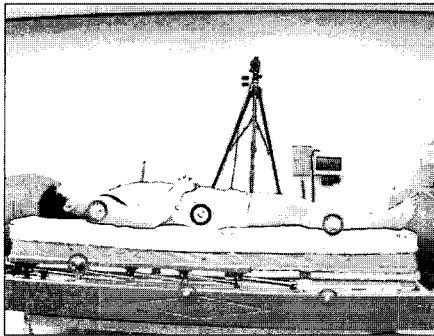
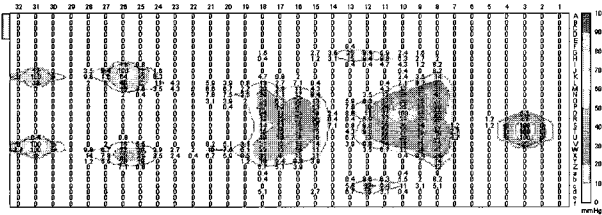
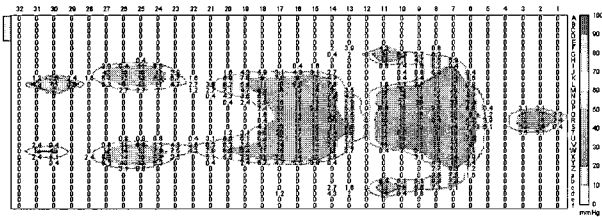


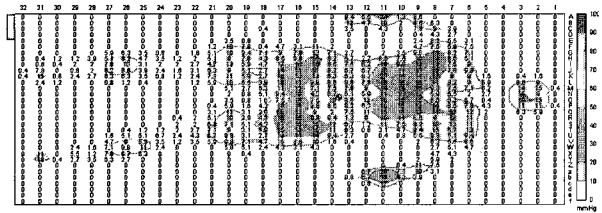
그림 10. 신체 자세를 측정하기 위해 부착한 마커.
Fig. 10. Attached reflective markers on body and bed for measuring body posture.



(a) Pressure distribution of *Y_mat*



(b) Pressure distribution of *C_mat*



(c) Pressure distribution of *KOREC_mat*

그림 11. 매트리스 종류에 따른 앙와위 자세에 대한 표준체형 피검자의 체압 분포.
Fig. 11. Body pressure of dorsal decubitus by three types of air-mattress for a standard subject (169cm, 61kg).

그러나 본 실험에 사용된 FSA Bed system은 최대 13.3 kPa (100mmHg) 압력까지 측정이 가능하며, 10%의 측정오차를 가지고 있기 때문에, 압력과 면적으로부터 역으로 환산하여 구한 체중 값은 실제 체중과 차이가 있다. 그림 9는 169cm, 61kg의 표준 체형의 피검자가 공기가 전혀 없는 일반 매트리스에서 안면이 천장을 향하는 앙와위(dorsal decubitus) 자세로 누웠을 때에 측정한 체압 분포의 예이다. 후두부, 견갑골, 팔꿈치, 천골, 뒤꿈치와 같이 욕창이 발생하기 쉬운 부위에 측정최대 압력인 13.3kPa 이상의 압력이 집중되고 있음을 보여 준다. 그리고 체중심의 변화는 그림 9와 같이 FSA Bed system에서 측정된 전체접촉 면적과 체압 분포 데이터로부터 위치별 무게를 계산함으로써 계산할 수 있다.

고관절 굴곡각도는 6대의 적외선CCD 카메라를 사용한 동작분석 시스템(Vicon 370, Oxford Metrics Co.)으로 측정하였다. 이를 위해, 적외선 마커(infrared marker)는 그림 10과 같이 피검자의 견관절(gleno-humeral joint)과 고관절(hip joint), 정강이(shank link), 좌우측 골반에 부착하였다. 그리고 측정시의 피검자는 앙와위 자세에서 두 팔과 다리는 자연스럽게 뻗도록 하였다. 측정 데이터의 신뢰성을 유지하기 위하여, 매트리스의 압력제어가 정상상태에 도달했을 때의 데이터만을 사용하였다.

실험은 20대 남자 5명과 여자 2명을 대상으로 수행하였고, 피검자들의 평균 신장과 체중은 각각 $171.8 \pm 12.7\text{cm}$ 와 $70.8 \pm 16.6\text{kg}$ 이었다. 비교 실험에서는 사용자의 신체조건과는 상관없이 미리 정해진 공기압력을 유지하는 매트리스(*Y_mat*라고 함)와, 사용자의 체중을 입력하여 체중에 따라 정해진 압력으로 제어하는 매트리스[8](*C_mat*라고 함)의 두 종류의 매트리스를 사용하였다. 이 매트리스들은 공기셀의 흡수열과 적수열의 압력을 정해진 시간동안 교번하면서 가압과 감압을 반복하여 동일부위에 고정된 체압이 발생하지 않도록 제어하는 기능이 있지만, 신체부위별로 압력의 차이는 두지 않고 매트리스 전체를 동일 압력으로만 설정하여 제어하는 형태의 공기 매트리스이다.

1. 부위별 체압 분포 비교

욕창은 신체의 부위중 뼈가 돌출된 후두부, 견갑골, 천골, 뒤꿈치 등의 부위에서 욕창이 쉽게 발생하기 때문에, 이러한 부위에서는 체압이 소동맥의 미세혈관 압력보다도 낮도록 분산시켜야만 한다. 특히 하중이 가장 무거운 둔부에 위치하는 천골에서는 욕창이 가장 흔히 발생하는 부위이므로, 이 부위에서는 평균 체압 뿐만 아니라 최대 체압도 낮아야만 한다. 저체중, 표준, 비만 등의 다양한 체형을 가진 7명의 피검자를 대상으로 *Y_mat*, *C_mat*와 본 연구에서 개발한 공기셀 매트리스(*KOREC_mat*라고 함)를 이용하여 체압 분포를 측정하였다.

그림 11은 표 2의 표준체형 피검자(169cm, 61kg)를 대상으로 세 종류의 매트리스에서 측정한 체압 분포이다. *Y_mat*의 경우, 공기셀의 압력제어에 의한 체압 분산 기능보다는 일정 부위에서 가해지는 압력의 접촉시간을 감소시키는 것에 주안점을 두었기 때문에, 공기셀이 가압되어 신체에 접촉된 부위에서는 *C_mat*나 *KOREC_mat*에 비하여 높은 체압이 나타났다. *C_mat*는 사용자의 체중을 고려하여 공기셀의 목표 공

기 압력을 설정하는 방식이므로, Y_{mat} 에 비해서 체압 분산 효과가 좋을 수 있다. 그러나 이 매트리는 부위별로 체중과 접촉면적의 차이를 고려하지 않았기 때문에 특정부위에서의 최대 체압이 4.3kPa(32mmHg) 보다 높았다. 따라서 장시간 이 매트리스를 사용하였을 경우에는, 욕창이 발생할 수도 있다는 것을 보여준다.

표 3. 표 2의 표준체형 피검자에 대한 부위별 평균 및 최대 체압 분포.

Table 3. Body pressures of the standard subject in table 2 by three types of air-cell mattress.

Part of body	Y_{mat} [kPa]		C_{mat} [kPa]		$KOREC_{mat}$ [kPa]	
	Avg.	Max	Avg.	Max	Avg.	Max
Head	2.63 ± 1.5	6.64 ± 5.6	2.36 ± 0.15	6.84 ± 6.27	0.3 ± 0.04	2.13 ± 0.16
Trunk	1.15 ± 2.1	4.53 ± 5.9	1.19 ± 0.16	6.57 ± 1.87	0.95 ± 0.05	2.57 ± 0.65
Hip	1.32 ± 1.1	5.28 ± 2.3	1.09 ± 0.28	3.77 ± 1.33	0.96 ± 0.03	3.68 ± 1.07
Leg	1.44 ± 2.7	8.53 ± 6.4	1.11 ± 0.73	5.91 ± 6.13	0.55 ± 0.05	1.47 ± 0.13

이에 비해 $KOREC_{mat}$ 는 전체적 체압 분포 뿐만 아니라 최대 체압도 월등히 낮아 체압 분산에 효과적임을 보여준다. 이때 $KOREC_{mat}$ 의 목표 공기 압력은 표 2의 값을 사용하였다.

표 3은 위의 표준체형 피검자에 대해 체압 분포를 3회 측정하였을 때의 각 부위별 최대 및 평균 체압을 나타낸 결과이다. 여기서 평균 체압은 부위별 체압의 총합을 접촉 면적으로 나눈 값이다. 세 종류의 매트리스가 전부 각 부위별 평균 체압이 욕창발생 압력인 4.3kPa보다 낮았지만, 최대 체압은 $KOREC_{mat}$ 이외에는 4.3kPa보다 높았다. 결과적으로 본 연구에서 제안한 $KOREC_{mat}$ 가 체압 분산의 효과가 우수함을 알 수 있다. 한편, (3)에서는 설정된 공기셀의 목표 공기 압력과 체압이 같다고 하였다. 그러나 표 3의 $KOREC_{mat}$ 의 결과에서는, 실제로 측정된 체압이 표 2의 계산된 목표 공기 압력과 오차가 있음을 볼 수 있다. 이것은 실제의 신체 형상이 그림 6의 모델과 달리 3차원적인 신체 형상이므로, 비접촉 부위 및 부위별 무게의 오차에 기인한 것으로 판단된다.

위와 같은 방법으로 나머지 6명의 피검자에 대한 측정을 수행하였다(표 4참조). 표준체형의 피검자에 대한 비교실험 결과와 마찬가지로, 본 연구에서 제안한 $KOREC_{mat}$ 가 Y_{mat} 나 C_{mat} 에 비해 우수한 체압 분산 효과를 나타내었다.

표 4. 6명의 피검자에 대한 부위별 평균 및 최대 체압 분포.

Table 4. Body pressures of six subjects by three types of air-cell mattress.

Subjects		Y_{mat} [kPa]				C_{mat} [kPa]				$KOREC_{mat}$ [kPa]			
		Head	Trunk	Hip	Leg	Head	Trunk	Hip	Leg	Head	Trunk	Hip	Leg
Subject 1 (189cm, 79Kg)	Avg.	3.16 ±0.37	1.87 ±0.23	1.60 ±0.33	1.51 ±0.12	2.65 ±0.95	1.27 ±0.15	1.13 ±0.04	1.16 ±0.07	1.23 ±0.24	0.95 ±0.04	1.01 ±0.05	0.56 ±0.03
	Max	12.63 ±1.23	11.68 ±2.85	10.08 ±4.11	9.60 ±4.03	10.08 ±3.48	6.75 ±2.67	5.28 ±2.00	7.01 ±2.16	3.33 ±0.60	3.07 ±0.13	2.88 ±0.39	1.55 ±0.61
Subject 2 (175cm, 67Kg)	Avg.	4.20 ±4.11	1.79 ±0.17	1.36 ±0.17	1.76 ±0.41	1.47 ±0.51	1.32 ±0.13	1.13 ±0.09	1.00 ±0.03	1.23 ±0.08	1.12 ±0.03	1.01 ±0.05	0.57 ±0.03
	Max	9.60 ±6.47	13.33 ±0.00	8.21 ±4.60	11.68 ±2.85	2.57 ±0.43	4.31 ±0.81	3.60 ±0.93	6.67 ±1.85	3.24 ±1.03	3.41 ±0.85	2.67 ±0.23	2.53 ±0.23
Subject 3 (180cm, 82Kg)	Avg.	2.25 ±1.76	1.59 ±0.32	1.44 ±0.15	1.35 ±0.16	2.08 ±10.67	1.15 ±0.11	1.29 ±0.15	1.29 ±0.12	1.19 ±0.15	1.08 ±0.05	1.20 ±0.12	0.72 ±0.33
	Max	6.27 ±6.12	10.40 ±3.61	7.33 ±2.01	9.20 ±3.56	6.67 ±5.81	5.24 ±1.00	4.04 ±0.89	6.04 ±1.48	3.24 ±0.67	3.41 ±0.85	2.67 ±0.40	2.53 ±0.08
Subject 4 (179cm, 97Kg)	Avg.	2.40 ±1.48	1.91 ±0.16	1.87 ±0.28	1.76 ±0.73	1.83 ±1.51	1.39 ±0.28	1.32 ±0.15	1.19 ±0.36	1.23 ±0.04	1.33 ±0.59	1.27 ±0.04	0.67 ±0.05
	Max	8.40 ±6.33	9.60 ±1.99	10.07 ±1.33	11.20 ±6.25	2.93 ±5.61	4.67 ±5.92	5.27 ±2.27	5.93 ±6.43	4.53 ±0.16	3.60 ±0.65	5.24 ±1.07	1.81 ±0.13
Subject 5 (154cm, 64Kg)	Avg.	5.56 ±0.81	2.27 ±0.01	1.64 ±0.09	1.32 ±0.20	2.08 ±0.49	1.73 ±0.19	1.28 ±0.19	1.07 ±0.27	0.87 ±0.43	1.19 ±0.27	1.29 ±0.01	0.76 ±0.31
	Max	13.33 ±0.00	13.33 ±0.00	10.33 ±4.24	9.60 ±5.28	5.73 ±1.65	4.87 ±4.91	3.80 ±2.01	6.47 ±5.68	2.97 ±3.43	6.48 ±2.89	3.47 ±1.16	3.28 ±1.53
Subject 6 (157cm, 46Kg)	Avg.	1.68 ±0.83	1.29 ±0.04	1.53 ±0.17	1.23 ±0.67	1.04 ±0.03	0.84 ±0.05	1.05 ±0.01	0.81 ±0.01	0.79 ±0.03	0.72 ±0.02	0.67 ±0.01	0.49 ±0.01
	Max	13.33 ±0.00	11.07 ±3.20	6.60 ±2.73	7.47 ±8.29	3.20 ±0.09	2.47 ±0.09	2.93 ±0.19	2.40 ±0.00	2.33 ±0.09	1.93 ±0.09	1.73 ±0.00	1.87 ±0.00

2. 체중심 변화 비교

요통의 예방 및 쾌적한 수면을 위해서는 체중심 및 자세가 일정하게 유지되는 것이 중요하다. 체중심은 FSA Bed system으로 측정된 접촉 면적 및 압력으로부터 각 접촉점의 무게를 계산하고, 압력 중심을 구함으로써 측정할 수 있다.

그림 12는 표준 체형을 가진 피검자를 대상으로 세 종류의 공기 매트리스에 대한 체중심의 위치 변화를 조사한 결과이다. 이때 체중심의 위치는 머리끝에서 체중심까지의 거리로 나타내었다. Y_mat 와 C_mat 의 경우, 흡수열과 적수열의 공기 셀을 가압과 감압을 반복 제어하는 형태이기 때문에 체중심의 이동이 크다. $KOREC_mat$ 는 이와 달리 일정한 체중심을 유지함을 볼 수 있다.

3. 고관절 각도 변화 비교

사용자가 매트리스 위에 누워 있을 때, 둔부나 머리 등의 특정부위가 매트리스 속에 함몰되지 않고, 일정한 위치를 유지하는 것이 중요하다. 예를 들어 둔부가 대체적으로 무겁기 때문에 매트리스의 공기압력의 제어에 실패할 경우, 상대적으로 둔부의 위치가 낮게 되어, 결국 허리가 굽은 자세가 된다.

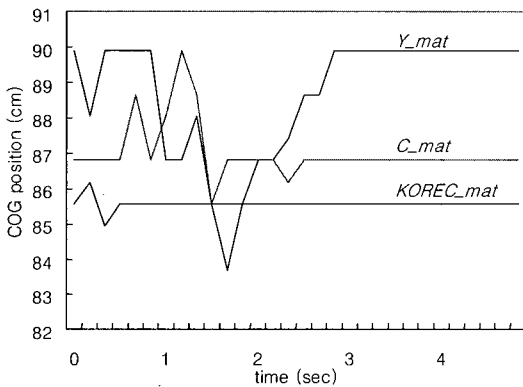


그림 12. 매트리스 종류에 따른 표준체형 피검자의 체중심 변화.

Fig. 12. Standard subject's varying COG depending on the types of air-mattress.

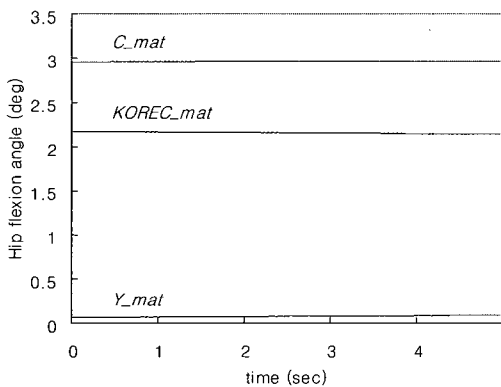


그림 13. 매트리스 종류에 따른 표준체형 피검자의 고관절 각도 변화.

Fig. 13. Variation of hip angle of the standard subject depending on the types of air-mattress.

그림 13은 표준 체형의 피검자를 대상으로 고관절의 각도를 측정한 결과이다. 인체의 구조가 다 관절 시스템 이므로 고관절의 각도는 체중의 균형적인 분산효과와 척도로 볼 수 있다. 피검자의 인체측정정보에 관계없이 일정한 높은 공기압을 유지하는 Y_mat 의 경우는 특정구역의 매트리스의 전체가 동일한 공기압으로 제어되기 때문에, 고관절의 각도가 0.1° 정도의 각도로, 함몰 없이 일정한 자세를 유지한다. 하지만 지속적인 높은 공기압력에 의해 높은 체압을 발생시키는 문제점이 있었다. C_mat 의 경우는, 피검자의 체중을 고려하지만, 둔부의 위치가 낮게 되어 고관절의 각도가 2.9° 정도로 함몰됨을 볼 수 있다. 이와 달리 부위별 공기압을 달리 설정하는 $KOREC_mat$ 는 몸통과 둔부의 공기압력을 다른 부위보다도 상대적으로 높은 압력으로 제어하여, 그 결과 고관절의 각도는 2.2° 정도로써 C_mat 에 비해 둔부의 위치가 함몰되는 현상을 방지하면서도 체압은 분산시킬 수 있었음을 알 수 있다.

4. 측와위 자세에 대한 체압 분포 비교

안면이 천정을 향하는 양와위 자세가 아닌 옆으로 누운 자세인 측와위(lateral decubitus) 자세에서의 체압 분포를 실험하였다. 실험은 표준 체형을 가진 피검자를 대상으로 하였고, 목표 공기 압력은 양와위 때와 같은 조건으로 설정하였다. 그림 14는 측와위 자세에서의 체압 분포를 나타내었다. 이때의 부위별 체압 분포를 정리한 것이 표 5이다. 양와위 때의 실험결과와 마찬가지로 본 연구에서 제안한 $KOREC_mat$ 가 체압 분산에 우수하다는 것을 알 수 있다. 그러나 그림 14(c)

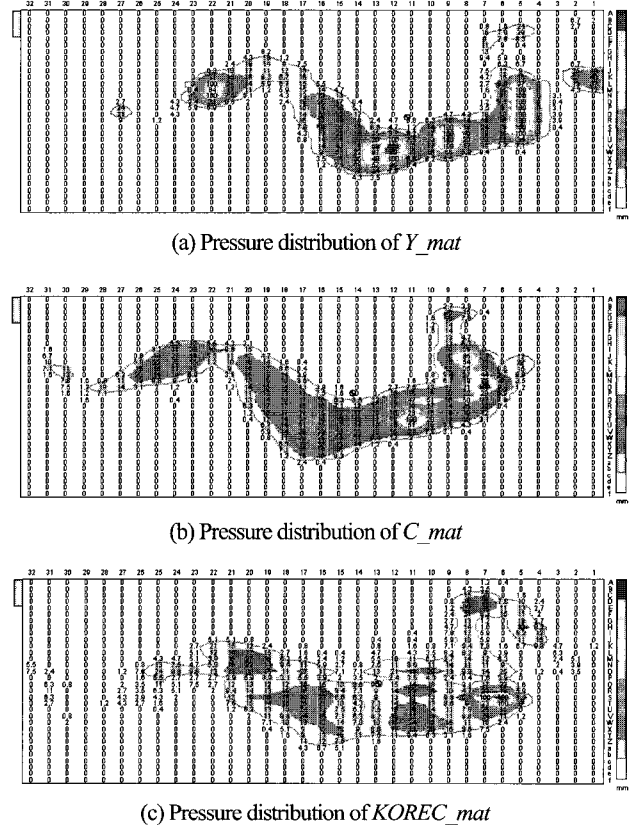


그림 14. 측와위 자세에 대한 표준체형 피검자의 체압 분포. Fig. 14. Body pressure by lateral decubitus of the standard subject depending on the types of air-mattress.

표 5. 표 2의 표준체형 피검자의 측와위에 대한 부위별 평균 및 최대 체압 분포.

Table 5. Body pressures of lateral decubitus of the standard subject in table 2 by three types of air-cell mattress.

Part of body	Y_mat [kPa]		C_mat [kPa]		KOREC_mat [kPa]	
	Avg.	Max	Avg.	Max	Avg.	Max
Head	1.39 ±0.08	4.61 ±0.31	1.35 ±0.12	2.88 ±0.43	0.61 ±0.44	1.40 ±1.11
Trunk	1.80 ±0.03	13.33 ±0	2.60 ±0.39	13.33 ±0	1.21 ±0.40	9.60 ±6.47
Hip	2.79 ±0.01	13.33 ±0	1.64 ±0.05	5.37 ±0.93	1.19 ±0.24	3.37 ±1.08
Leg	1.97 ±0.01	13.33 ±0	1.39 ±0.04	5.55 ±0.41	0.77 ±0.17	3.20 ±0.60

와 같이 KOREC_mat에서도 Y_mat나 C_mat와 같이 어깨 부위와 같은 특정 부위에서는 높은 체압이 나타났다. 이것은 좁은 접촉 면적에 비해 이 부위의 수직 하중이 과도하게 높았기 때문인 것으로 사료된다.

V. 결론

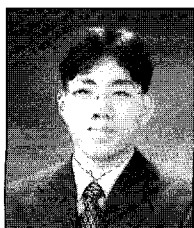
본 논문에서는 장시간 휠체어 및 침상 생활을 하는 고령자 및 장애인에게 빈번히 발생하고 있는 욕창을 방지하기 위한 새로운 공기셀 매트리스를 제안하였다. 일반적으로 신체에 접촉되는 체압이 욕창발생의 첫번째 인자이기 때문에, 본 논문에서는 인체계측 모델을 이용하여 공기 매트리스의 공기압력을 제어하여 체압이 분산되도록 하였다. 이때 각 색선의 목표 공기압은 신장 및 체중과 같은 개개인의 인체계측 정보와 본 연구에서 제안하는 근사화된 인체계측모델을 이용하여 계산하였다. 또한 공기셀 매트리스를 구성하는 공기셀은 접촉 피부의 온도와 습도의 상승을 억제할 수 있도록 통기성 재료를 이용하여 제작하였다. 본 연구에서 18개의 공기셀로 매트리스를 구성하였고, 매트리스의 공기압은 머리부, 몸통부, 둔부, 다리부의 4개의 색선이 독립적으로 제어되도록 하였다. 다양한 신장과 체중을 가진 7명의 피검자를 대상으로 기존에 상용화된 매트리스와 성능 비교실험을 통해 본 논문에서 제안한 인체계측 모델기반의 공기압 제어형 공기셀 매트리스가 욕창방지에 효과적인 것을 보였다. 이것은 개개인마다 욕창방지를 위한 최적의 공기압을 제어하기 때문에 하나의 객관적이면서 해석적인 방법임을 의미한다.

향후에는 뼈 돌출부 등의 욕창이 빈번히 발생하는 부위에

혈류 및 혈압계 등을 이용하여 체압 분산에 따른 혈류의 변화와 혈압 등을 측정함으로써 욕창방지 효과에 대한 임상적 효용성을 평가할 예정에 있다. 또한 최근 상하의 높이 변환, 등받이 올림, 무릎 올림 등의 기능을 가진 전동식 침대가 제안되고 있다[9,10]. 이러한 전동침대에서는 각 부위별 수직 하중과 접촉 면적이 수시로 변하기 때문에, 사용자의 신체 자세 변화에 따른 최적의 공기압을 제어할 수 있는 추가적인 제어방법의 연구가 필요하다.

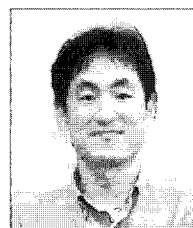
참고문헌

- [1] 한국보건사회연구원, 2000년도 장애인 실태조사 결과(요약), 보건복지부, 2001.
- [2] A. M. Cook and S. M. Hussey, *Assistive Technologies - Principles and Practice* -, 2nd Ed., Mosby, 2002.
- [3] E. M. Landis, "Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin," *Heart*, vol. 15, pp. 209-228, 1930.
- [4] S. Sideranko, A. Quinn, K. Burns, and R. D. Froman, "Effects of position and mattress overlay on sacral and heel in a clinical population," *Res. Nurs. Health*, vol. 15, pp. 245-251, 1992.
- [5] M. Kosiak, "Etiology and pathology of ischemic ulcers," *Arch. Phys. Med. Rehabilitation*, vol. 40, pp. 6262-6269, 1959.
- [6] M. Clark and L. B. Rowland, "Comparison of contact pressures measured at the sacrum of young and elderly subjects," *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 197-199, 1989.
- [7] 홍정화, 김규석, 추준옥, 문무성, 이인혁, "지능형 욕창 방지 시트쿠션의 개발," 한국정밀공학회지, vol. 20, no. 1, pp. 7-25, 2003.
- [8] Air Master BIGCELL-Ex, <http://www.cape.co.jp>
- [9] H. Kawakami et al., "Development of the "hist" postural change long-term care bed," *Proc. the 8th Int'l. Conf. On Rehabilitation Robotics*, pp. 223-226, 2003.
- [10] 강성재, 최경주, 김규석, 문인혁, 문무성, "공기매트리스 압력 제어형 욕창방지 침대," 대한 의용생체공학회 추계 학술대회 논문집, 2003.
- [11] R. Drillis and R. Contini, "Body segment parameters," *Rep. 1163-03*, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, New York, 1966.
- [12] R. Contini, "Body segment parameters, Part II," *Artificial Limbs*, vol. 16, pp. 1-19, 1972.
- [13] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement 2nd ed.*, Wiley-Interscience Publication, 1990.
- [14] J. J. Labrosse, *MicroC/OS-II, The Real-Time Kernel 2nd ed.*, CMP Books, 1990.



강성재

2000년 연세대학교 의공학과(공학사).
2002년 동 대학원 의공학과(공학석사).
2003년~현재 재활공학연구소 연구원.
관심분야는 재활공학 및 생체역학.



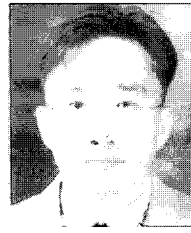
문인혁

1999년 Osaka대학 전자제어기계공학과(공학박사). 현재 재활공학연구소 전자제어팀 책임연구원. 관심분야는 HCI, 바이오메카트로닉스, 재활복지로봇.



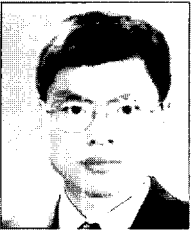
김규석

1989년 성균관대학교 기계공학과(공학사), 1992년 연세대학교 기계공학과(공학석사), 동 대학원 박사과정. 1994년~현재 재활공학연구소 연구원. 관심분야는 재활공학, HCI, 지능형 재료.



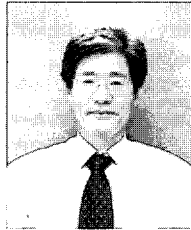
홍정화

1988년 고려대학교 기계공학과(공학사), 1991년 Univ. of Wisconsin-Madison(석사), 1996년 Marquette Univ.(공학박사), 현재 고려대학교 제어계측공학과 조교수. 관심분야는 생체역학, 바이오메카트로닉스, 재활공학.



류제청

1985년 중앙대학교 기계공학과(공학사), 1987년 동 대학원 석사, 1992년 동 대학원 박사, 1995년~현재 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 재활공학, 바이오메카트로닉스, 생체역학.



김경훈

1973년 숭실대학교 기계공학과 졸업(학사), 1981년 Georgia Institute of Technology 기계공학과 졸업(석사), 1992년 Purdue 대학교 기계공학과 졸업(공학박사), 1994년~현재 재활공학연구소 책임연구원/연구실장. 관심분야는 재활공학, 기계설계

Tribology.



문무성

1978년 서울대학교 기계설계학과(공학사), 1982년 동 대학원 석사, 1992년 University of Minnesota 의공학과(공학박사), 1981년~1985년 동양공업전문대학 전임강사, 1994년~현재 재활공학연구소 소장. 관심분야는 생체역학 및 재활시

스템.