한국정밀공학회지 제 24 권 제 5 호 (2007 년 5 월)
Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 5, May 2007

욕창방지방석용 공기셀의 설계요소에 따른 체압 분포 특성 분석

조현석#, 류제청*, 김규석*, 문무성*, 이인혁**

Analysis of Body Pressure Distribution Characteristics According to the Design Factors of the Air-Cell Mattress for Preventing Decubitus Ulcer

Hyeon Seok Cho#, Jei Cheong Ryu*, Gyoo Suk Kim*, Mu Sung Mun* and In Hyuk Lee**

ABSTRACT

A finite element simulation model was developed for the performance optimization of a closed type air-cell mattress used for the ulcer prevention. An H-model with material properties of human flesh and kinematic joints were used for the calculation of the body contact pressure. The material property of rubber air-cell was evaluated by tensile test of standard specimen. We evaluated the body contact pressure distribution after laying human model on the inflated air-cell mattress. It was found that the body contact pressure was dependent on cell height, but hardly affected by the thickness of the rubber in a cell.

Key Words : air-cell (공기셀), mattress (매트리스), ulcer (욕창), FEM (유한요소해석), body pressure (체압)

1. 서론

전신 또는 신체 일부분이 마비된 환자나 거동이 어려운 노인들의 경우, 장시간 침대에 누워있게 되면 둔부와 등 부위 등의 압력이 집중되는 부분에 욕창이 발생하기 쉽다. 욕창을 발생시키는 원인으로는 압력, 전단력, 마찰, 온도, 습도, 자세, 감염, 영양, 나이 등 여러 가지가 될 수 있으며 이중 가장 직접적인 원인은 압력으로 알려져 있다.[1] 소동맥 미세혈관의 평균압력은 32 mmHg이며 이보다 큰 압력으로 장시간 압박을 가하게 되면 모세혈관이 막혀 지방과 근육조직에 피가 공급되지 못해 조직세포가 괴사하면서 욕창이 발생하게 된다.[2] 인체의 여러 부위 가운데 욕창이 발생하기 쉬운 지점들은 Fig. 1에 나타난 바와 같이 후두부(occiput), 견갑골(scapula), 팔꿈치(elbow), 천골(sacrum), 뒤꿈치(heel) 등의 뼈 돌출부이다.[3]

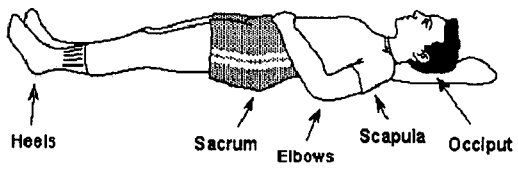


Fig. 1 Major ulcer occurring parts in body

☞ 접수일: 2006년 4월 5일; 게재승인일: 2007년 2월 2일
교신저자: 재활공학연구소
E-mail: hscho@korec.re.kr Tel. (032) 500-0681
* 재활공학연구소
** 한국 ESI

욕창을 예방하는 방법은 신체 피부 상의 접촉압력(contact pressure), 즉 체압(body pressure)을 모세혈관의 혈액순환 장애가 발생하는 최소압력 이하로 감압하거나, 자세를 바꿈으로써 압력이 집중되는 부위를 이동시키는 방법 등이 있다.[4] 이러한 방법들을 적용한 욕창방지기능을 가진 각종 매트리스가 개발되어 널리 사용되고 있다. 욕창방지용 매트리스는 크게 젤, 폼 등 특수 소재를 이용한 제품과 공기주머니 방식의 제품으로 나뉜다. 공기주머니를 이용한 제품의 경우 압력의 분산효과는 매우 좋으나 동적 안정성이 떨어지고 젤, 폼 등을 이용한 제품의 경우에는 동적 안정성은 우수하나 압력의 구배가 다소 높게 나타나는 단점이 있다.

공기셀 매트리스는 통기성 천을 이용한 공기 누설방식과 고무재질로 된 밀폐방식으로 나뉜다. 통기성 천을 이용한 방식은 공기셀 자체가 통기성이 있기 때문에 접촉한 피부의 온도 및 습도 상승을 억제하는 효과가 있으므로 접촉면 압력저하 효과 이외에 욕창방지기능이 추가된다. 그러나 이 방식은 공기가 계속 누설되므로 지속적인 공기의 공급이 유지되어야하는 단점이 있다.

밀폐방식의 공기셀은 고무재질의 작은 다중의 공기주머니를 격자형으로 배열하여 셀간에 유로를 통한 공기의 이동을 가능하게한 구조이다. 고무의 유연성에 따른 셀의 큰 부피변화효과에 따라 신체 접촉 면적을 극대화하는 원리를 이용하여 압력을 최대한 낮추는 방식이다.[5]

본 연구는 밀폐형 공기셀방식의 매트리스의 성능 최적화를 위한 시뮬레이션 모델의 개발 및 매트리스 셀 두께 및 크기 등 주요 설계 변수에 따른 압력분포효과를 평가하여 최적화된 공기셀 모델을 제시하는 것을 목적으로 한다. 좀 더 실제에 가까운 압력분포효과를 예측하기 위하여 인체의 기구학적인 구조와 생체역학적인 물성 모델이 구현된 인체모델을 매트리스에 눕게 하여 이 모델의 표면에 걸리는 압력을 측정하게 된다.

2. 공기셀 매트리스

공기셀 매트리스의 구성은 Fig. 2에 보이는 형태의 단위셀들이 격자 형태로 배열되며 인접한 셀간에 유로가 설치되어 이 유로를 통하여 셀 간에 공기가 이동한다.

단위셀은 8개의 산과 골의 형태를 갖추고 있으며, 이 산과 골은 공기압이 약할 때 작은 수직 하중에 대하여 형상적으로 지지하는 효과와 가압이 됨에 따라 골 부분이 밖으로 돌출되면서 구에 가까운 형상이 자연스럽게 이루어짐에 따라 셀 표면에 걸리는 장력이 고르게 분포되는 효과가 있다. 셀 바닥면에는 사방으로 통로가 설치되어 인접한 셀과 공기가 통하게 된다. 크기에 따른 압력분포효과를 비교하기 위하여 3가지 공기셀 모델을 다룬다. 셀 높이에 따라서 80mm, 100mm, 120mm의 3가지이며, 셀의 가로, 세로 크기는 높이에 따라 64mm, 66mm, 76mm로 가로와 세로가 동일하게 설계되었다. 가로 세로 크기는 셀의 높이에 다소 비례하여야 안정성을 유지할 수 있다. 수평 면적이 작은데 높이만 높을 경우에는 셀의 측면방향에서 힘이 가해질 경우 쉽게 무너질 수 있기 때문이다. 공기셀은 고무재질로 이루어져 있으며 고무의 두께는 0.5mm부터 0.9mm까지 0.1mm 간격으로 5가지를 다룬다. 크기와 두께의 조합에 따라 15가지 조합이 발생하며, 이 15개의 모델에 대하여 해석을 수행하고 그 결과를 비교하여 셀 크기와 고무의 두께에 따른 매트리스의 성능을 평가하고자 한다.

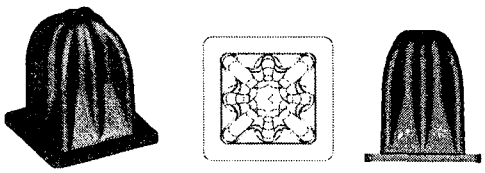


Fig. 2 Unit air-cell (3D view, top view, side view)

(a) 80 mm (b) 100 mm (c) 120 mm

Fig. 3 Air-cell models by size

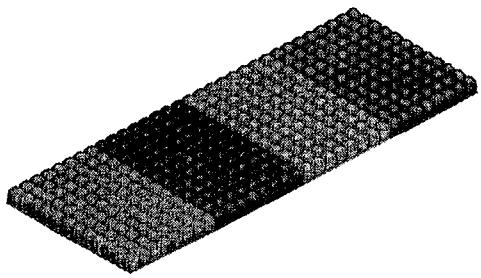


Fig. 4 Air-cell Mattress consists of four sectors

Fig. 4에 나타낸 전체 매트리스는 4개의 섹션으로 나누어지며, 각 섹션은 셀의 크기에 따라 70~96개의 단위셀로 구성된다. 매트리스 섹션 간에는 유로가 설치되지 않으므로 공기의 이동은 각각의 섹션 내에서만 이루어진다. 4개의 섹션으로 나누어진 이유는 첫째, 신체 부위별로 셀 내의 압력을 다르게 설정할 필요가 있기 때문이며, 둘째, 공기 누출에 대한 수리 및 교체를 용이하게 하기 위함이다.

3. H-Model

체압 측정을 위한 인체 모델은 H-Model이라 불리우는 PAM/CRASH용 정밀 인체 모델이다. 이 모델은 자동차 충돌 시 인체상해정도를 예측하기 위한 용도로 한국 ESI사에서 개발되었다. 강체로 이루어진 뼈와 변형체로 이루어진 근육과 살로 나뉘며, 각 관절은 실제와 거의 유사한 거동변위를 가진 기구관절로 모델링 되었다. 살과 근육의 물성은 사체를 이용한 각종 실험으로부터 얻어진 자료를 토대로 검증된 물성 값을 사용하고 있다. 이 H-Model은 정상인 남성, 여성, 유아 등을 대상으로 평균 체형을 기준으로 제작되었으며 용도에 따라서 앉은 자세, 선 자세, 누운 자세 등으로 구체화되어 있다. 본 연구에 사용된 모델은 누운 자세의 정상인 남성 모델로 키 174cm, 몸무게 65kg의 20대 남성 표준 체형으로 설계되었다.(Fig. 5) 이 모델은 20만개 이상의 요소들로 구성되어 있다.

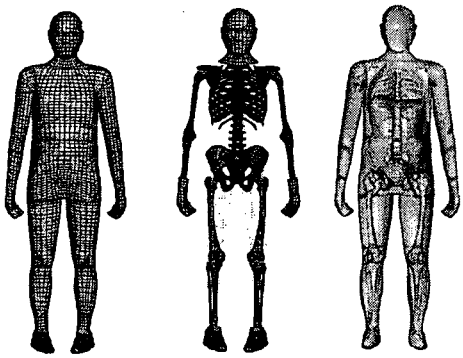


Fig. 5 H-Model (Normal male model)

4. 실험 방법

실험방법은 부풀려진 공기셀 매트리스에 인체를 눕힌 후, 매트리스와 접촉하는 인체 모델의 피부면에 걸리는 압력을 측정하여 평가하는 것이다. 이를 시뮬레이션 상에서 구현하기 위하여 인체모델을 중력에 의하여 매트리스로 낙하시키게 되는데, 가속도 효과에 의하여 인체모델이 매트리스와 접촉하게 되어 상하로 출렁임이 발생하며, 시간이 경과함에 따라 진폭이 감소하여 정적 평형상태에 도달하게 된다. 공기셀의 경우에는 고속으로 공기를 주입하게 되면 셀이 부풀어 오르면서 진동이 발생하게 되며, 이 진동 또한 시간이 경과함에 따라 정적 평형상태에 도달하게 되는데 매우 오랜 계산 시간이 걸린다. 왜냐하면 해석 모델이 매트리스와 인체모델을 합하여 40만개의 이상의 유한 요소로 이루어져 있으며, 수백 개의 셀들과 인체모델은 상호간에 접촉이 발생하므로 이를 계산하는데 많은 시간이 필요하기 때문이다. 이러한 계산량의 문제를 해소하기 위하여 모델의 진동을 상쇄시키는 댐핑 요소를 첨가하여 짧은 시간 내에 정적평형상태에 도달하도록 하였다. 이러한 작업으로 해석시간을 10배 이상의 단축시키는 효과를 나타내게 되었다.

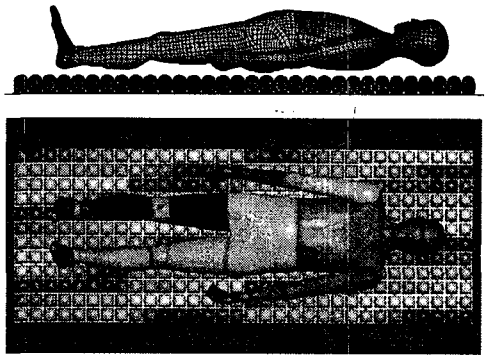


Fig. 6 Simulation model for measuring body pressure distribution

상세한 해석 과정은 다음과 같다. 셀 높이에 따른 3가지 모델에 대하여 3차원 형상 모델링을 수행하고 이를 요소화 작업을 통하여 해석모델을 생성한다. 공기셀의 물성을 구하기 위하여 공기셀을 이루는 고무재료의 표준인장시험을 수행하고 실험결과를 토대로 물성을 찾는다. 획득된 물성과 PAM/CRASH의 에어백 모델을 이용하여 단일 셀 해석모델을 만들고, 단일셀 부풀리기 해석을 통하여 해석모델을 검증한다. 제작된 단일 셀 모델을 배열하고 인접 셀 간에 유로 설정을 해주어 매트리스 섹터를 구성한다. 매트리스 섹터 4개를 배열하

고 인체모델을 추가하여 접촉조건 및 구속조건을 설정하므로써 압력분포 평가용 시뮬레이션 모델이 완성된다.(Fig. 6)

5. 공기셀 매트리스의 모델링

5.1 공기셀 고무의 물성 실험

먼저 공기셀의 고무 재질의 물성을 구하기 위하여 표준시편 인장 실험을 수행하고 동일한 조건의 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션을 위한 고무 물성 모델에는 고무의 비선형적 특성을 잘 표현한 'mooney-Rivlin' 모델이나 'ogden' 모델이 있으나, 모델의 복잡성에 따른 수행 시간과 요소의 형상이 좋지 않을 때 발생 가능한 singularity로 인하여 본 시뮬레이션에서는 선형 탄성 모델을 사용하였다.

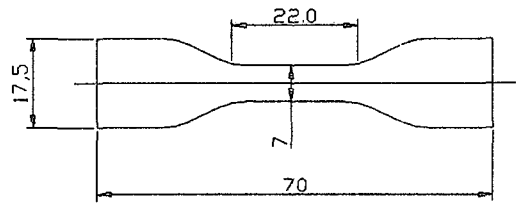


Fig. 7 Standard tensile test specimen

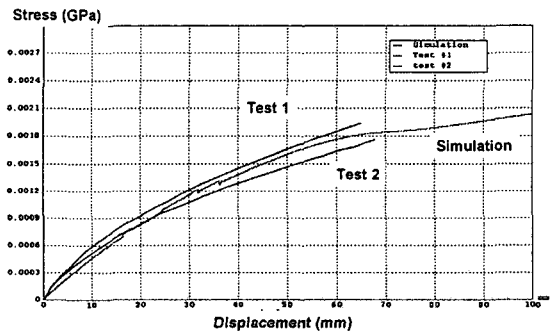
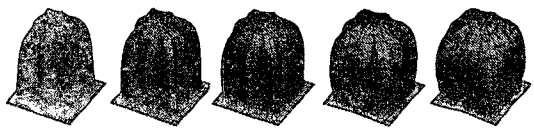


Fig. 8 Results of tensile test of rubber specimen : Force-displacement relationship

인장실험 수행 결과를 응력-변위선도(Fig. 8)로 나타내었다. 인장이 시작되어 20mm정도 변형된 시점에서 요소들이 불규칙하게 찌그러짐으로 인한 불연속 곡선이 나타난다. 이는 시편의 초기길이인 22mm에 대하여 약 100%가량 늘어난 상태로서 이 이상의 변형이 발생할 경우에는 선형 모델의 사용이 불가능하다. 그러나 공기방석의 경우 사용 시 50% 이내의 변위 영역을 벗어나지 않으므로 이 요소를 사용하여도 무방하다. 전체적으로 시뮬레이션 결과가 두 번의 인장실험 모델과 유사한 변위-힘 관계를 보여주고 있다.

5.2 단일 셀의 부풀림

한 개의 셀을 부풀리는 해석을 통하여 공기셀 모델을 검증하였다. 먼저 본 연구에서 사용한 해석 S/W인 PAM/CRASH는 주로 자동차 충돌해석에 사용하는 동적유한요소 해석용으로 본 연구와 같은 quasi-static 문제를 풀기 위해서는 정적평형상태를 빠른 시간 내에 강제적으로 만들어주어야 한다. 공기의 급격한 주입에 따른 가속도의 발생과 이 효과에 의한 셀 막의 진동을 잡아주기 위한 댐핑을 설정해 주었다. Fig. 9에는 부풀리는 과정 동안의 셀 크기에 따른 형상 변화를 보여주고 있다.



0ms 100ms 200ms 300ms 400ms

Fig. 9 Inflation states of a unit air-cell by time

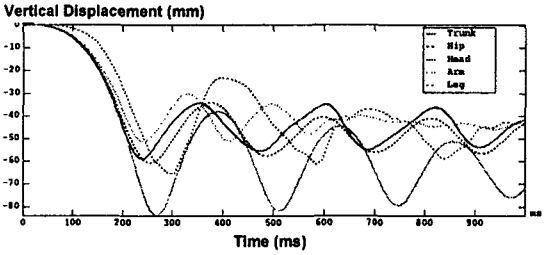
5.3 해석 프로토콜의 개선

인체모델을 매트리스 위로 눕히는 과정에서도 셀을 부풀리는 과정과 마찬가지로 동적효과에 의한 진동이 발생하며 정적 평형상태로 도달시키는 시간을 단축하기 위하여 인체모델을 구성하는 요소들에 댐핑을 준다.

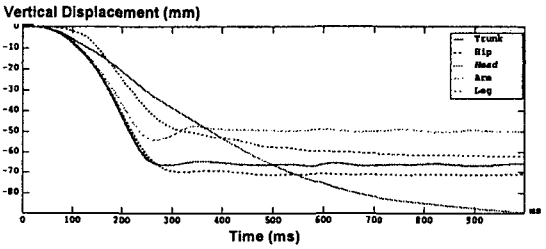
Fig. 10의 (a)에서 보는 바와 같이, 댐핑이 적용되지 않은 모델에서는 매트리스와 충돌에 의하여 인체모델의 수직 거동이 주기적으로 변하고 있는 것을 볼 수 있다. 이러한 진동은 인체의 각 부위의 고유한 진동 특성에 따라 그 주기가 다르게 나타나고 있으며, 각 부위에 맞는 댐핑을 줌으로써 단시간 내에 정적평형이 이루어지도록 만들 수 있다. Fig. 10의 (b)에는 인체 각 부위에 댐핑을 줌으로써 (a)에 보인 진동이 확연하게 감소된 것을 확인 할 수 있다.

이러한 댐핑 적용에 의한 진동 상쇄에 따른 매트리스 공기셀의 내압 변화를 체크함으로써 정적 평형에 도달하는 시간을 찾아야 한다. 정적 평형은 Fig. 11의 그래프에서 보는 바와 같이, 인체모델과

셀 간에 발생하는 접촉력의 시간에 따른 변화량을 가지고 체크할 수 있다. 2초간의 해석시간 동안의 접촉력을 살펴보면, 일단 중력가속도에 의한 진동 효과는 거의 상쇄된 것을 확인할 수 있으며, 약 1초 이후부터는 접촉력이 거의 일정하게 나타나고 있다. 또한, 특정 셀의 압력변화 역시 1초 이후에는 약간의 진동은 있으나 안정화된 상태를 유지하고 있다. 따라서 1초를 거의 정적 평형이 이루어지는 시점으로 볼 수 있다.



(a) No damping model



(b) Damping model

Fig. 10 Vertical displacements of body parts after H-model laying on the mattress

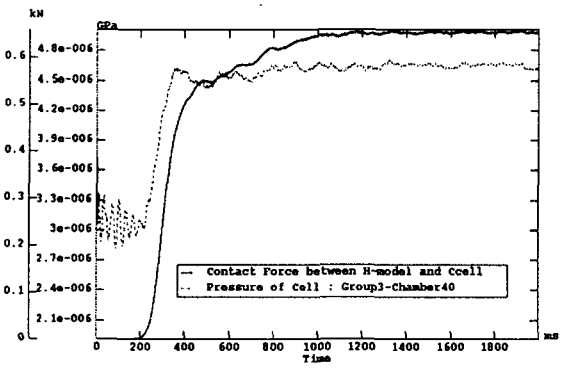


Fig. 11 Contact force on mattress and inner pressure in a cell

6. 결과

인체모델을 매트리스위로 눕힌 상태의 시뮬레이션 모델의 모습을 Fig. 12에 나타내었으며 매트리스의 접촉 부위가 체중에 의하여 찌그러진 모습을 Fig. 13에 나타내었다. 등부위와 둔부의 처짐량이 확연히 드러나는 것을 볼 수 있다. 다양한 공기셀 모델에 따른 체압분포결과를 비교하고 실제 체압측정실험을 통한 시뮬레이션 모델의 검증을 수행하였다.

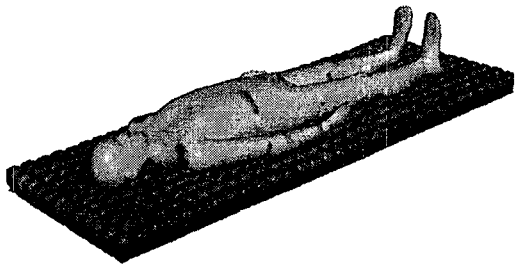


Fig. 12 H-model layed down on the mattress

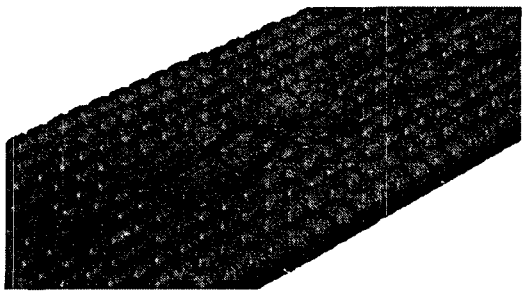


Fig. 13 Mattress shape deformed by the H-model

6.1 공기셀 설계 변수에 따른 체압분포 특성

제안된 공기셀 설계 변수는 공기셀 고무 막의 두께와 공기셀의 크기이다. 이미 언급한 바와 같이, 다섯 가지의 두께와 세 가지의 크기의 조합에 의하여 총 15종류의 모델에 대하여 비교 평가하였다. 공기셀 매트리스의 성능인 체압 분포 효과를 결정짓는 가장 큰 요소는 매트리스에 주입하는 공기량에 따른 내부 압력이므로 모든 모델에 대하여 동일한 매트리스 공기압을 적용한 후에 인체모델을 눕혔다. 해석을 통하여 평가해 본 결과, 0.4kPa~0.5kPa의 공기압에서 가장 좋은 압력 분포를 보여주었으므로 0.5kPa을 매트리스 공기압으로 설정하였다.

매트리스에 누움으로써 발생하는 접촉력은 등

부위와 둔부(엉덩이부위)에 집중되며, 일반적으로 이 영역 내에서 욕창이 발생되는 것으로 알려져 있다. 욕창은 주로 압력이 집중되는 지점에서 발생하기 시작하므로, 해석 결과에서 최대 압력값을 산출하였다.(Table 1) 등 부위와 둔부의 두 영역을 구분하여 각 영역 내의 최대압력을 보여주고 있다.

모든 경우에 대하여 나타난 최대 압력값은 욕창발생 가능한 임계 압력치인 4.4kPa과 비교하면 비슷하거나 약간 상회하는 것으로 나타나고 있다. 셀의 높이에 따른 차이는 다소 있으며 100mm 모델이 가장 낮은 최대 압력 값을 보여주고 있다. 120mm 모델의 경우에는 모델의 높이만 높아졌을 뿐만 아니라 넓이가 넓어졌기 때문에 높이에 선형적으로 비례한 결과를 보여주지 못하고 있다.

셀 막의 두께에 따른 차이는 전반적으로 두께가 두꺼워질수록 다소 높아지고 있다. 이 두께에 따른 차이는 높이별 모델에 따라서 그 경향이 다소 상이하게 전개되고 있는데, 80mm 모델의 경우 등부위에서는 두께의 변화에 따른 결과가 선형적이지 않으며 둔부에서는 두께에 상관없이 거의 비슷한 값을 보여준다. 100mm 모델의 경우에는 등부위에서는 두께와 상관없이 일정하며 둔부에서는 두께에 비례하여 압력이 증가하고 있다. 120mm 모델의 경우에는 둔부와 등부위 모두 두께가 두꺼워짐에 따라 조금씩 증가하고 있다. 최대 압력 값으로 압력분포효과의 절대적인 평가를 할 수는 없으며, 실제적으로는 전체적인 압력 분포선도가 좀 더 정확한 성능을 보여준다. Fig. 14에 두께 0.5mm인 세 가지 높이 모델의 압력 분포선도를 나타내었다.

Table 1 Peak pressure at back and hip region in H-model (unit : kPa)

Height / Thickness	80 mm	100 mm	120 mm
0.5 mm	B 5.3 H 6.6	B 5.2 H 4.2	B 5.4 H 5.6
0.6 mm	B 5.7 H 6.5	B 5.4 H 4.9	B 5.5 H 5.5
0.7 mm	B 6.0 H 6.8	B 5.5 H 5.0	B 5.5 H 6.2
0.8 mm	B 6.4 H 6.5	B 5.3 H 5.4	B 5.7 H 6.2
0.9 mm	B 6.7 H 6.8	B 5.3 H 5.5	B 5.9 H 7.4

(B=back, H=hip)

압력분포선도를 보면, 셀 높이 80mm 모델이 좀 더 집중된 압력레벨을 보여주는 것을 알 수 있다. 셀 높이 120mm 모델은 100mm 모델과 비교하여 비슷한 압력레벨을 보여주고 있으나, peak 영역이 좀 더 많이 나타나고 있으므로 100mm 모델보다 분산효과가 떨어지는 것을 알 수 있다. Fig. 15에는 욕창발생가능 임계 압력치인 4.4kPa 이상의 압력 레벨 영역만 나타내었다. 셀 높이 100mm 모델들이 다른 셀 높이 모델과 비교하여 적은 욕창발생가능 영역을 보여주고 있으며, 셀 높이 80mm 모델들은 매우 많은 욕창발생가능영역을 나타냄으로써 욕창 예방효과가 떨어지는 것으로 예측된다. 또한 전체적으로 공기셀 막의 두께가 두꺼워질수록 욕창발생가능영역이 증가하고 있으나 그 증가량은 미약하다.

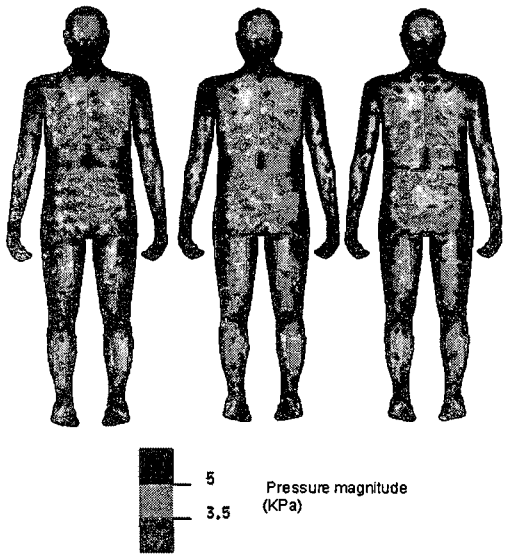
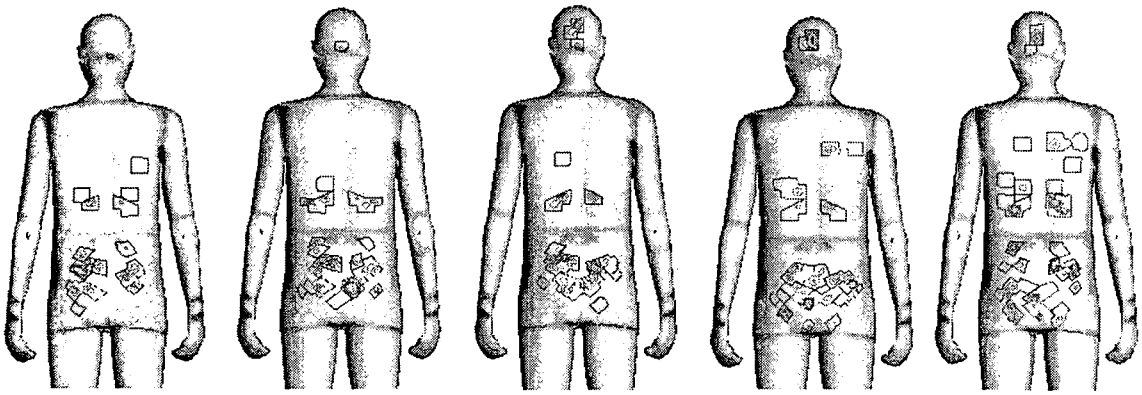


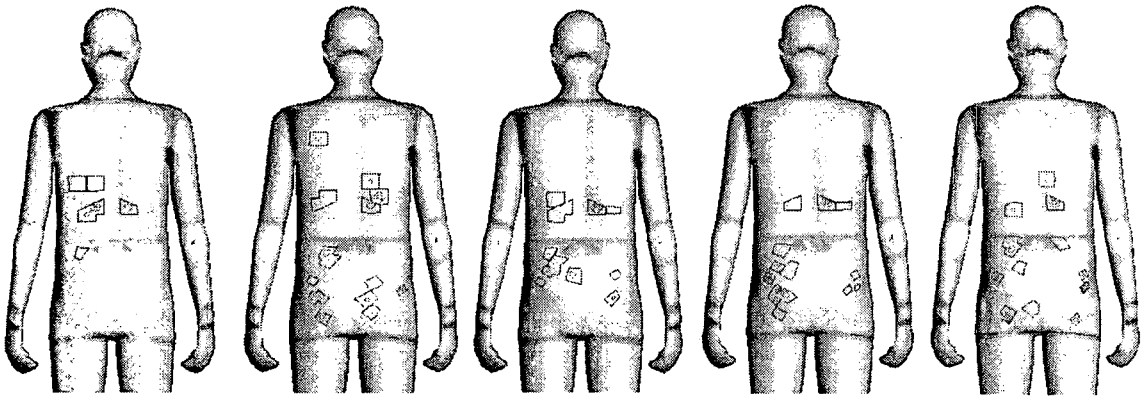
Fig. 14 Pressure distribution contour of H-models with cell thickness of 0.5mm (cell heights are 80mm, 100mm, 120mm from left to right)

6.2 시뮬레이션 모델의 검증

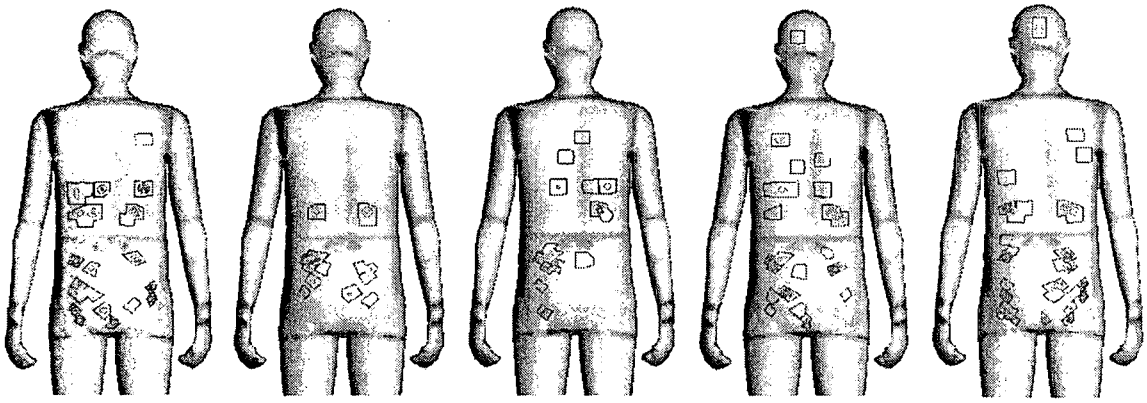
시뮬레이션을 통하여 측정된 체압분포결과를 검증하기 위하여 동일한 조건에서 실험을 수행하였다. 매트리스 셀 압력은 0.5kPa로 맞추었으며 65kg의 체중을 가진 피검자를 눕힌 후 5분 뒤 체압 분포를 측정하였다. 압력 측정은 tekscan사의 매트형태의 압력센서를 사용하여 측정하였다. 실험에 사



thickness= 0.5mm height= 80mm | thickness= 0.6mm height= 80mm | thickness= 0.7mm height= 80mm | thickness= 0.8mm height= 80mm | thickness= 0.9mm height= 80mm



thickness= 0.5mm height= 100mm | thickness= 0.6mm height= 100mm | thickness= 0.7mm height= 100mm | thickness= 0.8mm height= 100mm | thickness= 0.9mm height= 100mm



thickness= 0.5mm height= 120mm | thickness= 0.6mm height= 120mm | thickness= 0.7mm height= 120mm | thickness= 0.8mm height= 120mm | thickness= 0.9mm height= 120mm

Fig. 15 The regions in which body pressure is over 4.4kPa

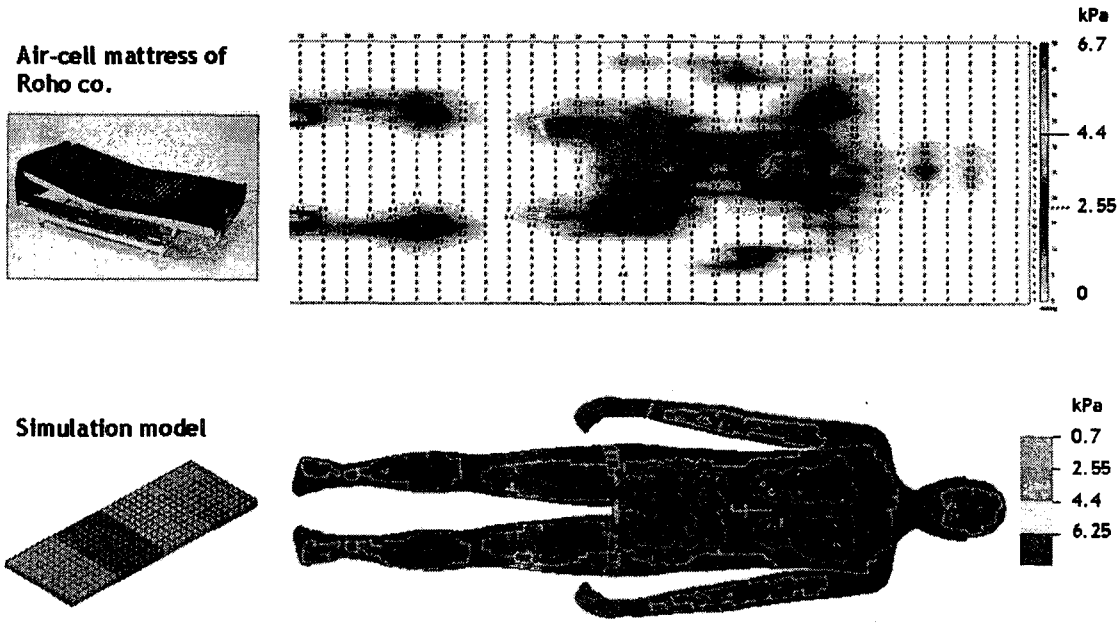


Fig. 16 Comparing pressure distribution results of simulation and experiments

용된 매트리스는 roho사의 제품(모델명: ROHO Dry Flotation Mattress Overlay)을 사용하였다. 현재 우리가 개발중인 매트리스와는 다른 제품이므로 절대적인 비교평가에는 무리가 있으나, 시뮬레이션 결과의 대략적인 압력분포 양상 및 그 크기를 비교하고자 하였다. 실험과 비교에 사용된 시뮬레이션 모델은 100mm의 셀 높이와 0.5mm의 셀 두께를 가진 모델을 사용하였다. Fig. 16에 실험과 시뮬레이션 결과를 나타내었다. 실험결과의 분포도에 격자형으로 배열된 숫자는 각 부위의 압력레벨을 mmHg 단위로 나타내고 있으며, 시뮬레이션에서는 등고선의 형태로 나타내었다. 두 결과가 전반적으로 비슷한 양상을 보이고 있으나 2.55kPa(19mmHg) 이상의 압력을 보이는 영역이 실험보다 시뮬레이션에서 좀 더 많이 보이고 있다.

6.3 매트리스 처짐량 비교

인체모델을 매트리스에 눕히면 체중에 의하여 매트리스가 눌리면서 처지게 되는데 셀의 높이가 너무 낮을 경우에는 인체부위가 바닥면에 닿으므로 제안된 셀 모델들에 대하여 처짐량을 체크하였다. Fig. 17에 3가지 높이의 셀 모델에 대하여 처짐량이 가장 큰 지점에서의 시상면 단면을 보여주고 있다. 공기압은 세가지 모델 모두 0.5kPa로 설정하였으며, 셀두께는 0.5mm인 모델을 사용하였다. 80mm높이의 셀 모델의 경우에는 둔부에서 셀높이의 60% 정도 처짐으로 인하여 상황에 따라 바닥면과 접촉할 가능성이 있으며, 100mm와 120mm의 셀모델에서는 다소 안정적인 높이를 확보하고 있다.

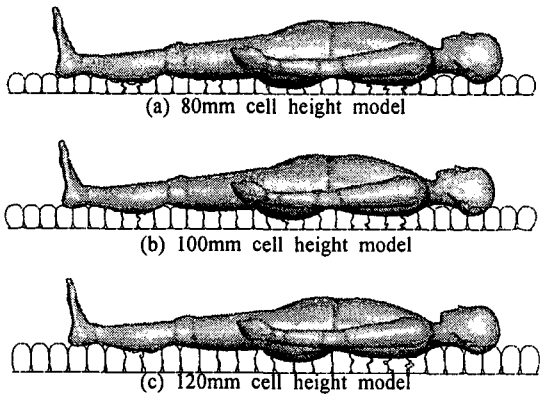


Fig. 17 Deformed shapes of mattresses in sagittal plane

7. 결론 및 고찰

본 연구에서는 공기셀 방식의 매트리스의 성능

최적화를 위하여 유한요소해석기법을 이용한 시뮬레이션 모델을 개발하였다. 표준시편 인장실험을 수행하여 공기셀의 물성을 결정하였다. 좀 더 실제에 가까운 체압분포 측정을 위하여 충돌해석용 정밀인체모델을 이용하였다. 해석시간 단축을 위하여 공기셀과 인체모델의 요소에 댐핑을 주어 부풀림과 인체모델 낙하 등의 동적 거동에 의한 진동 및 이에 의한 정적상태까지의 지연시간을 대폭 단축하였다.

시뮬레이션 결과의 검증을 위하여 동종 타사 제품을 통한 압력분포를 측정하였으며, 시뮬레이션과 비교 결과 거의 유사한 압력레벨을 보이고 있으나 시뮬레이션의 결과가 다소 높게 나타나고 있다. 이러한 결과는 시뮬레이션의 인체모델의 실제 인체에 비하여 관절의 거동이 다소 제한적이어서 피부와 매트리스간의 접촉영역이 실제보다 적어지기 때문으로 예측된다.

셀의 두께 및 높이를 조절하여 이에 대한 체압분포 결과를 비교 분석하였다. 발생한 최대 체압은 셀 높이가 높을수록 낮아지는 경향이 있으나 단위셀의 수평 면적이 커진 120mm 모델에서는 오히려 높은 압력값을 보임이고 있다. 수평 면적이 작으면서 셀의 높이가 높은 100mm 모델에서 가장 효과적인 압력분포를 보여주는 것으로 보아, 단위셀의 수평 면적을 키우지 않을 수 있는 범위 안에서 셀을 높게 설계하는 것이 가장 효과적일 것으로 예측된다. 너무 낮은 셀높이는 인체가 바닥면 충돌할 가능성이 있으므로 100mm이상의 높이를 확보하는 것이 좋다. 그러나 너무 셀 높이를 높이게 될 경우, 횡방향으로 무너지기 쉬우므로 안정성이 떨어진다.

셀의 두께는 체압분포 결과에 큰 영향을 미치지 못하지만 두께가 매우 두꺼운 경우에는 다소 압력레벨이 올라가는 것을 볼 수 있다. 공기셀의 제조공정에 있어서 두께가 얇을수록 제조가 까다로우므로 셀 두께를 얇게 하는데 한계가 있으므로 공정의 한계를 고려하여 얇게 설계하는 것이 좋을 것으로 예상된다.

시뮬레이션을 통한 평가 결과, 수행 전 예상과 달리 설계변수에 따른 체압분포효과는 적용불가능 할 만큼 큰 차이는 없음을 확인하였다. 시뮬레이션 과정에서 공기압을 1kPa로 주었을 경우가 0.5kPa로 준 경우보다 체압분포효과가 크게 나빠진 것으로 나타났다. 따라서 최적화된 성능의 제품이라도 사용 시에 공기를 너무 많이 주입하고 사용한다면 최적화되지 않은 제품에서 적정한 공기를 주입한 경우보다 안 좋은 성능을 나타낼 수 있으므로, 공기셀 매트리스는 실 사용자들의 제품에 대한 특성 이해가 가장 중요하다고 볼 수 있다.

참고문헌

1. Cook, A. M. and Hussey, S. M., "Assistive Technologies Principles and Practice," 2nd Ed., Mosby, 2002.
2. Hahn, M. and Klyscz, T. "Synchronous Measurements of Blood Pressure and Red Blood Cell Velocity in Capillaries of Human Skin," J. of Investigative Dermatology, Vol. 106, No. 6, pp. 1256-1259, 1996.
3. Sideranko, S., Quinn, A., Burns, K. and Froman, D. R., "Effects of position and mattress overlay on sacral and heel in a clinical population," Res. Nurs. Health, Vol. 15, No. 4, pp. 245-251, 1992.
4. Kosiak, M., "Etiology and pathology of ischemic ulcers," Arch. Phys. Med. Rehabilitation, Vol. 40, No. 2, pp. 6262-6269, 1959.
5. Hong, J.H. and Kim, G.S., "Fuzzy Logic Controlled Seat cushion orthosis to Prevent Decubitus Ulcer," Journal of the KSPE., Vol. 20, No. 1, pp. 7-25, 2003.
6. Clark, M. and Rowland, B. L., "Comparison of contact pressures measured at the sacrum of young and elderly subjects," Journal of Biomedical Engineering, Vol. 11, No. 3, pp. 197-199, 1989.
7. Kawakami, H., "Development of the 'hist' postural change long-term care bed," Proc. the 8th Int'l. Conf. On Rehabilitation Robotics, pp. 223-226, 2003.
8. Drillis, R. and Contini, R., "Body segment parameters," Rep. 1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, New York, 1966.
9. Contini, R., "Body segment parameters, Part II," Artificial Limbs, Vol. 16, pp. 1-19, 1972.