

◆특집◆ 바이오메카트로닉스 I

지능형 욕창방지 시트쿠션의 개발

홍정화*, 김규석*, 추준욱*, 문무성*, 이인혁**

Fuzzy Logic Controlled Seat Cushion Orthosis to Prevent
Decubitus Ulcer

Jung Hwa Hong*, Gyu Suk Kim*, Jun Uk Chu*, Mu Seong Mun*, In-Hyuk Lee**

Key Words : Biomechatronics (바이오메카트로닉스), Biomechanical interface pressure signal (생체역학적 체압 신호), Seat cushion for the disables and elderly (노인 및 장애인용 시트쿠션), Biomechanical design (생체역학적 설계), Fuzzy logic controller (퍼지제어기)

1. 서론

생체신호 (biosignal)를 이용한 바이오메카트로닉스 관련 연구는 근래에 들어와서 미래의 기술로 분류되어 주목을 받기 시작한 BT (biotechnology)의 한 분야로서 생체역학 (biomechanics), 생체전자공학 (bioelectronic), 생체전산공학 (biocomputing), 생체재료학 (biomaterials), 임상의학 (clinical science) 등 생체관련 여러 기술 분야가 복합되어 하나의 기술로 융합되어 시스템 형성하게 된다. 따라서 바이오메카트로닉스란 인체에서 생성되는 다양한 생체신호인 생체전기신호(근전위, 뇌전위 등) 및 생체역학적신호(체압력, 근력, 운동 등)를 이용한 어떠한 제어구조에 의하여 인체의 생리 및 병리학적인 현상 (physiological and pathological phenomena)을 조절하여 주는 전자기계장치로서 정의될 수 있다.

따라서 바이오메카트로닉스는 기존의 의공학 분류법⁽¹⁾에서 정의된 생체역학, 생체센서, 생리학

적모델링 및 시뮬레이션, 의공계측, 재활공학, 인공장기 및 관절, 의료정보, 의료영상, 임상공학 분야를 융합하는 의공학중 새롭게 정의되는 학문이라 할 수 있다.

바이오메카트로닉스가 현재 의료기기 개발에 응용되고 있는 예를 살펴보면 재활공학 분야에서 하지 절단 장애인의 보행능력을 복원시켜주는 인공 지능형 의족이 있으며, 이는 마이크로프로세서를 이용하고 생체신호로서 절단 장애인의 정상족 하지의 생체역학적 인자를 실시간으로 측정하여 인공 슬관절의 액추에이터를 제어하여, 절단 장애인의 보행속도에 따라 복원되는 보행의 속도를 제어할 수 있게 한다. 상지 절단장애인의 경우는 상지 근육에서 발생하는 근전위를 이용하여 신호처리를 통하여 인공의수의 모터를 마이크로프로세서를 사용 제어하여 상지 절단장애인의 상지운동능력을 복원시켜준다. 전술된 바이오메카트로닉스의 재활공학 분야 응용은 응용 이전 재래식 수동형의 의수족을 절단 장애인의 의사를 반영하여 제어 할 수 있게 하였다는 점에서 의미가 있으며, 바이오메카트로닉스 기술 발전과 따라 더욱 인체친화적으로 개발될 수 있는 점에서 중요하다고 하겠다.

바이오메카트로닉스가 응용되는 예로서 호흡과 발생을 도와주는 지능 제어형 인공후두, 인공심장

* 재활공학연구소 인체공학실
Tel. 032-500-0584, Fax. 032-512-9794,
Email jhhong@iris.korec.re.kr

바이오메카트로닉스를 응용한 생체제어 재활기술, 운동기능보조 및 대체기술, 운동기능 증진기술과 같은 재활공학 분야 연구개발에 관심을 두고 활동을 하고 있다.

** ESI

등 다양하며, 근래에 들어와서는 바이오메카트로닉스는 선진복지 국가의 고령사회 진입 및 우리나라의 고령화 사회 진입(2010년 국내 실버산업 관련 시장 41조원으로 추산⁽²⁾)으로 인한 노인을 위한 운동기능 보조 및 대체, 일상생활지원, 운동기능 증진을 위한 기술 개발의 필수 학문으로서 중요한 위치에 있다. 본 논문에서는 노인 및 장애인의 좌식 생활시 발생하는 치명적인 질병인 둔부 욱창을 방지하는 지능형 욱창방지 시트쿠션의 제품화 연구를 통하여 바이오메카트로닉스가 재활 의료가기 개발 응용된 예와 개발과정을 자세히 살펴보도록 하겠다.

욕창은 신체 일정부위에 대하여 혈액순환 장애에 의해 피부조직이 괴사하는 질환으로서 신경조직이 손상되거나 노화에 의하여 감각기관이 퇴화되었고 좌식 및 침상 생활이 많은 시간을 차지하는 장애인, 노인, 수술 전후의 환자, 당뇨와 같은 성인성 질환을 앓고 있는 사람에게 빈번히 발생한다⁽³⁾. 욱창은 뼈가 돌출되어 있는 신체 부위에 몸무게에 의해 계속적으로 혹은 반복적으로 가해지는 체압 및 신체 부위와 접촉면과의 전단력에 의한 허혈성 괴사로서 압박궤양이라고 한다. 특히 좌식 생활 시 체중 대부분이 전달되는 둔부의 경우 생체역학적으로 과도한 체압의 집중도, 좌우 둔부의 비대칭성, 과도한 체압구배의 생성은 신체의 욱창 발생을 촉진 시키며, 감각 기능에 문제가 있는 장애인, 노인, 성인병 환자가 장시간의 좌식 생활 시 둔부의 허혈 현상을 인지하지 못하고 방치시켜 괴사에 이르게 할 확률이 현저히 높다. 또한 욱창은 장기간의 통원 및 입원 치료가 필요하며 심한 경우 피부수술이나 절단수술이 요구되며 재활이나 생활유지에 지대한 방해요인이 된다. 현재 우리나라 장애인의 95%는 둔부 욱창에 의한 치료를 경험하였다고 보고되었으며 이로 인해 발생하는 의료비와 사회적 심리적인 피해는 심각하다.

따라서 발생시 상기된 피해가 심각한 둔부 욱창을 방지하기 위해서는 먼저 착석 시 체압을 최대한 분산시키고 체압구배 및 체전단력을 최소화하는 생체역학적 설계가 필요하며, 둔부 형상과 자세에 의한 좌우 둔부의 체압 집중 및 비대칭성을 최소화하여야 한다. 기존에 사용되고 있는 욱창방지용 시트쿠션은 다양한 형태로 미국과 유럽과 같은 복지 선진국에 의해 상품화 되어있으며, 모두가 둔부압력의 구배를 줄이고 압력을 분산하기 위해 공기주

머니, 젤 또는 특수한 폼을 주 압력 분산 매체로 사용하고 있다(그림 1).

그러나 기존의 수동형 시트쿠션으로는 효과적으로 체압을 분산 시킬 수 없으며 체압이 인체 둔부의 좌골결절부위에 집중되며, 특히 노인 및 장애인과 같이 둔부의 형성이 좌우대칭이 아닌 경우 체압 불균형 현상이 발생하며, 장기간 착석 시 둔부 피하의 모세혈관 압박에 의한 허혈성 괴사 현상을 방지 할 수 없다. 또한 초기 설계 시 장애인 및 노인에게 대한 생체역학적 인자들을 고려하여 체계적인 설계 기법을 개발 과정에 도입한 예는 없으며 임상적인 연구에 결과에 의한 데이터를 사용한 AI(인공지능) 제어에 의해 장애인 및 노인의 개인별 체형이 인지됨으로서 제어인자를 조절, 둔부의 해부학적 위치에 대한 공기압력 적응제어로서 욱창방지와 치료에 최적의 둔부체압을 형성시키는 시트쿠션이 개발된 예는 전 세계적으로 전무하다.

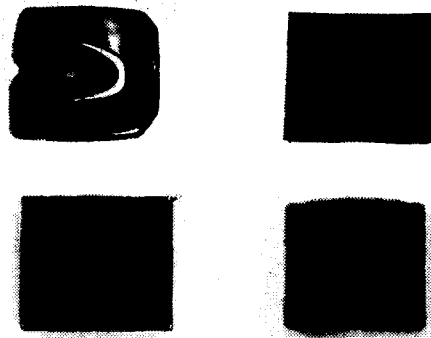


Fig. 1 Various passive type seat cushions for preventing decubitus ulcer (top-left: polymeric shape cushion, top-right: polymeric foam cushion, bottom-left: air cushion, and bottom-right: honeycomb lattice cushion)

본 연구는 바이오메카트로닉스 개념을 적용한 AI(인공지능) 제어를 이용 공기압력 제어기를 둔부 체압 특성이 가장 우수하다고 보고된 공기격자형으로 생체역학적 첨단 개념으로 개발된 시트쿠션에 적용함으로써 쿠션내부압력을 개인의 신체적 특성에 알맞게 조절 유지하고, 일정한 시간 간격으로 쿠션내부압력을 인체 둔부의 해부학적 위치에 대해서 변화를 주어 둔부 혈액 순환을 원활하게 하는 인공지능형 욱창방지시트쿠션의 개발을 목적으로 하고 있다.

2. 장애인 및 정상인의 둔부체압 분포 측정 및 분석

2.1 서론

본 연구에서는 휠체어에 편마비, 하지마비, 사지마비 환자가 착석하였을 때의 체압 특성을 알기 위하여 연구를 수행하였으며, 압력특성의 변화가 신체 움직임에 미치는 영향을 알기 위한 연구를 정상인 대상으로 수행하였고 실험 방법이 개발되었다. 또한 인체의 둔부와 휠체어 시트 사이의 체압의 특성에 대한 해석을 하기 위하여 압력 분포에 대한 5가지의 생체역학적 측정 인자(좌/우측둔부최대압력, 좌/우측둔부평균압력, 최대압력구배)를 정의하였으며, 휠체어 착석 시 신체의 움직임을 분석하는 방법이 개발되었다. 이와 함께 횡단면 및 관상면에서의 좌우 좌골에 위치한 압력의 최대값이 형성하는 각도 변화를 시간에 따라 측정하였다. 이와 함께 편마비, 하지마비, 전신마비 장애인의 체압특성이 통계학적으로 비교되었으며, 정상인의 거동과 차이점도 조사되었다. 본 연구는 장애인 및 노인을 위한 지능형 욕창방지 시트 쿠션을 설계와 제어를 위한 기본적인 둔부와 착석 표면 사이 체압 데이터를 확보하기 위하여 수행되었다.

2.2 실험방법

본 연구에 참여한 피검자는 좌측편마비 7명, 우측편마비 7명, 사지마비 10명, 하지마비 9명, 정상인 7명으로 총 40명이다. 마비장애인은 휠체어 없이는 생활이 불가능한 인원으로 구성되었다. 착석 시 둔부압력을 측정하기 위하여 사용된 휠체어는 기본형 수동식 휠체어로서 착석부는 천으로 이루어진 Flotation 방식으로 시트쿠션은 사용되지 않았다.

본 연구에서 사용된 체압력센서는 Tekscan 센서로 500mm x 440mm x 0.1 mm의 가로 44개, 세로 44개 총 1936의 감지부위로 이루어진 FSR (force sensing sensor) 방식을 사용하며, 휠체어 관련 시트 쿠션과 같이 넓은 부위의 체압력분포를 측정할 때 빈번하게 사용되고 있다. 압력센서의 보정을 위해 두점을 이용한 선형보정방법을 사용하였으며, 이는 센서의 전체 면적과 동일하고 알고 있는 최소/최대 사용 중량체를 차례로 센서위에 올린 후 보정하는 방법을 사용하였다.

본 연구에서 수행된 실험 준비는 다음과 같이 수행되었다. 압력측정센서의 보정을 실시한 후 착

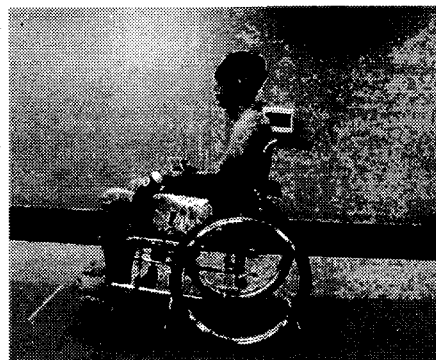


Fig. 2 Biomechanical experimental setup for measuring the interface pressure of plegia between the buttock and wheelchair seat

석부에 압력센서를 위치시킨다. 압력센서의 크리프에 의한 오차를 극소화하기 위해 피검자가 압력센서에 착석한 후 5분 뒤 측정을 실시한다. 실험 종료 후 압력센서 크리프 복원을 위하여 30분간의 회복 시간을 준다. 실험 시작 전 피검자에게 최대한 착석 자세를 실험동안 유지토록 요구한다. 실험은 휠체어의 피검자가 동작을 최소화하는 조건으로 실시하며, 이는 동작이 제한된 조건이 피검자 둔부의 혈액순환과 같은 생리적 현상이 가장 어려운 것으로 가정될 수 있기 때문이다. 실험시간은 크리프를 고려한 초기 5분을 고려하여 35분간 실시되었으며, 실험온도는 20도였다. 둔부압력데이터는 30분 동안 1/min의 sampling frequency로 획득하였으며, 정적운동데이터는 5분간 간격으로 1초 동안 60Hz의 sampling frequency로 획득되었다. 그림 2는 본 연구에서 수행된 시험 예를 보여준다.

획득된 둔부압력데이터는 좌/우측 둔부 영역으로 구분되어 각각의 영역에 대해 최대압력과 평균압력을 구하였으며, 분포압력구배의 최대값을 구하였다. 또한 형상학적인 압력특성을 구하기 위하여 관상면과 횡단면상에서 좌우좌골에서 형성되는 최대값에 대한 방향각도를 구하였다(그림 3). 측정된 좌/우측둔부최대압력, 최대압력구배, 형상학적 압력 방향각도는 좌/우편마비, 하지마비, 사지마비, 정상인으로 분류하여 ANOVA와 t-test 통계해석을 통하여 각 군 간의 차이점을 조사하고, 시간에 따라 획득된 데이터를 각 군 안에서 혹은 각 군간 Regression Analysis를 통해 상관관계에 대한 조사를 하였다.

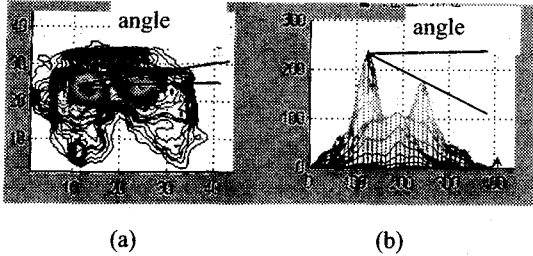


Fig. 3 The definitions of the direction of maximum interface pressure at the right and left ischial tuberosities in buttock: (a) in the transverse plane, and (b) in the coronal plane

2.3 결과 및 고찰

그림 4는 우측 둔부의 30분 동안 평균압력의 거동을 나타낸 것이다. 각 군(좌측편마비: lt_hemi, 우측편마비: rt_hemi, 하지마비: para, 사지마비: quadri, 정상인: normal)에 대해 0분에서부터 일정한 증가와 감소를 반복하다 30분에서 초기에 근접하는 거동을 보여 준다. 초기와 30분시 각군간의 압력에 대한 통계학적인 차이는 없었다($p > 0.05$). 그러나 좌/우측편마비 환자군에 대한 t-test 결과 통계학적으로는 차이는 없지만 유의한 수준에 근접한 결과를 보였다($p = 0.08$). 정상인에 비해 우측편마비, 사지마비 환자의 평균압력 거동이 전반적으로 높은 것으로 관찰되었지만 통계학적으로 유의하지는 않았다($p > 0.05$). 정상인에 비해 좌편마비, 하지마비 환자의 경우 평균압력 거동이 낮았지만 통계학적으로 유의하지는 않았다($p > 0.05$).

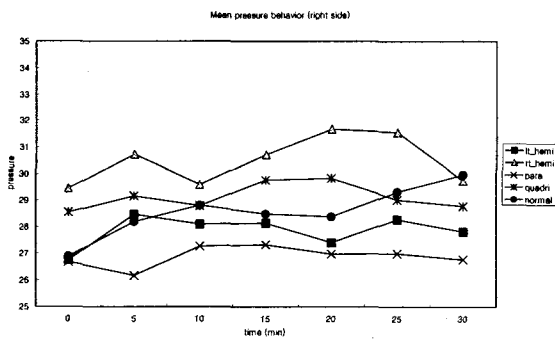


Fig. 4 Temporal behavior of the mean interface pressure in the right side of buttock (unit: kgf/m^2)

그림 5는 좌측 둔부의 30분 동안 평균압력의 거동을 나타낸 것이다. 우측둔부 평균압력과 비슷하게 초기에 비해 5분-20분까지는 각 군에 대해 평균압력이 증가하다 감소하는 거동을 보인다. 우측둔부 평균압력 거동과 비슷한 결과로 초기와 30분시 각군간의 압력에 대한 통계학적인 차이는 없었다($p > 0.05$). 그러나 좌/우측편마비 환자군에 대한 t-test 결과 통계학적으로 현저한 차이를 보였다($p = 0.046$). 여기서 관찰된 점은 좌우측편마비 환자의 평균압력은 좌우측 둔부에 대해서 차이를 보이는 점이며 이는 좌우측편마비증세에 기인하는 평균압력에 대한 불균일성을 보인다는 점이다. 이는 편마비 환자에 대한 욕창예방 및 재활과정에서 주시하여야 할 임상적 사실로 고려될 수 있을 것이다.

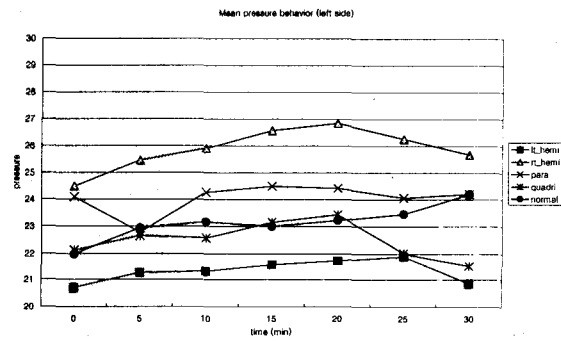


Fig. 5 Temporal behavior of the mean interface pressure in the left side of buttock (unit: kgf/m^2)

그림 6은 우측 둔부의 30분 동안 최대압력 거동을 나타낸 것이다. 전반적으로 각 마비환자군의 최대압력거동은 정상인에 비하여 큰 거동을 보이고 있다. 이는 마비환자의 우측둔부의 최대 압력은 정상인 보다 높게 발생된다는 것이며 이는 여러 가지 마비 병리적 요인(근육퇴화, 신체자세 변화 등)과 관련이 있는 것으로 생각된다. 특히 좌우측편마비 환자와 정상인간의 최대압력 차이는 통계학적으로 현저한 차이($p = 0.033$)를 보였으며, 이는 휠체어 상용 편마비환자들에 대한 욕창발생확률이 높다는 것을 의미한다. 또한 우측편마비환자와 사지마비환자의 최대압력의 차이도 통계학적으로 현저하였으며($p = 0.05$), 이는 각 마비 환자군에 대한 욕창방지를 위한 보조기 개발 시 환자별 특성에 알맞은 설계가 필요하다는 것을 의미한다.

그림 7은 좌측 둔부의 30분 동안 최대압력의 거동을 나타낸 것이다. 우측 둔부의 최대압력 거동과 유사하게 각 마비환자군의 최대압력거동은 정상인에 비하여 큰 거동을 보이고 있다. 우측둔부압력거동과 마찬가지로 좌우측편마비환자와 정상인간의 최대압력 차이는 통계학적으로 현저한 차이($p = 0.036$)를 보였으며, 이는 휠체어 상용 편마비환자들에 대한 욕창발생확률이 높다는 전술된 가설을 뒷받침한다. 통계적 분석 결과 정상인과 하지마비 간 차이가 발견되었고($p = 0.045$) 따라서 각 마비환자별 특성을 고려한 욕창방지 기구 및 재활훈련방법의 개발이 추천된다.

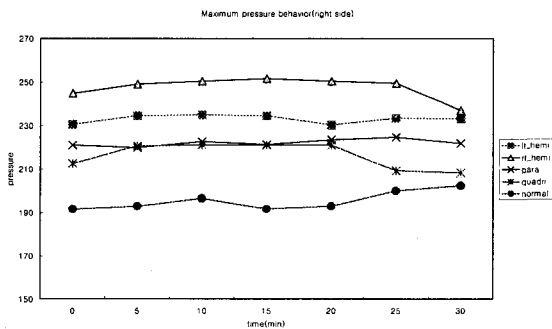


Fig. 6 Temporal behavior of the maximum interface pressure in the right side of buttock (unit: kgf/m^2)

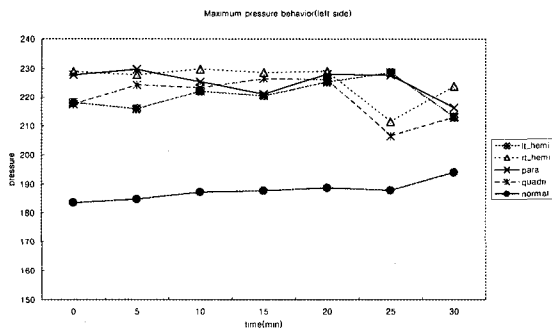


Fig. 7 Temporal behavior of the maximum interface pressure in the left side of buttock (unit: kgf/m^2)

그림 8은 둔부의 최대압력구배에 대한 거동을 나타낸다. 압력구배란 압력이 횡단면좌표에 대해 변화하는 변화율을 나타내며 압력변화의 급격한 정도

를 나타내는 양이다. 따라서 압력구배 값이 크면 둔부에 적용되는 압력집중도가 증가하여 욕창발생 가능성 여부를 진단할 수 있는 임상적 데이터로 사용가능하다. 최대압력구배값에 대하여 통계학적 분석을 수행한 결과 전반적으로 각 마비군과 정상인간의 차이를 발견할 수 있었다. 먼저 전체마비군과 정상인에 대해서 ANOVA로 분석한 결과 각 군 상호간 현저한 통계학적 차이를 보였다($p = 0.028$). 좌우측편마비환자와 정상인간의 차이 역시 현저하였으며($p = 0.003$), 하지/사지환자와 정상인 사이에서도 통계학적으로 분명한 차이가 발견되었다($p = 0.025$). T-test로 분석한 결과, 정상인과 우측편마비환자간 차이($p = 0.011$); 정상인과 좌측편마비환자간 차이($p = 0.001$); 정상인과 하지마비환자간 차이($p = 0.05$); 정상인과 사지마비환자간 차이($p = 0.012$)가 발견되었다. 즉 마비환자의 둔부욕창을 예방하고 방지하는 시트쿠션 개발에 대해서 둔부 최대압력구배는 유용한 임상/생체역학적 지침이 될 수 있다는 것을 통계적 분석 결과는 보여준다.

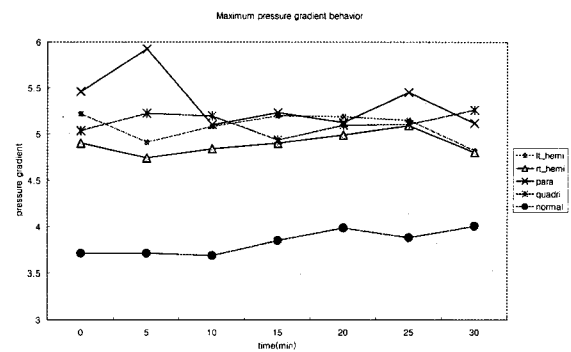


Fig. 8 Temporal behavior of the maximum interface pressure gradient in the buttock (unit: kgf/m^3)

그림 9는 횡단면좌골압력방향 각운동과 관상면좌골압력방향 각운동의 시간적 거동을 보여준다. 통계적 분석결과 모든 분석에 대하여 각 군간에 대해 차이는 없었다($p > 0.05$). 이는 인체 개체에 대한 인체해부학적인 성장의 현저한 차이로 인하여 개개인별 모두에 대해 상이하기 때문이다. 그러나 마비환자가 휠체어에 착석하고 이동시는 차이가 존재할 가능성이 높다. 이 부분에 대한 연구는 차후에 수행될 예정이다.

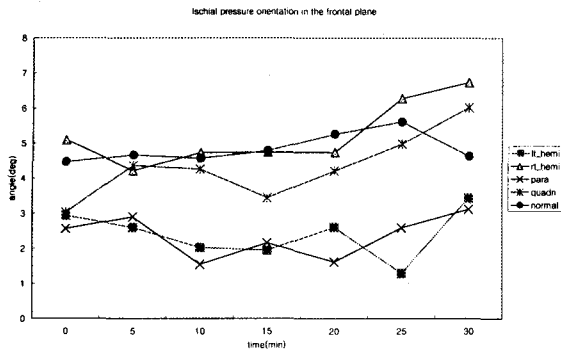


Fig. 9 Temporal behavior of the directions of maximum interface pressure at the right and left ischial tuberosities in buttock (unit: degree)

2.4 결론

본 연구에서는 「지능형 욕창방지용 시트쿠션」을 개발하기 위한 연구의 필수 단계로서 휠체어에 편마비, 하지마비, 사지마비 환자가 착석하였을 때의 체압 특성을 알기 위하여 연구를 수행하였으며, 압력특성의 변화가 신체 움직임에 미치는 영향을 알기 위한 연구를 정상인 대상으로 수행하였고 실험 방법이 개발되었다. 또한 인체의 둔부와 휠체어 시트 사이의 체압의 특성에 대한 해석을 하기 위하여 압력 분포에 대한 5가지의 기계적 측정인자(좌/우측둔부최대압력, 좌/우측둔부평균압력, 최대압력구배)를 정의 및 측정되었다. 본 연구의 결과에서 얻어진 결론은 다음과 같다.

1. 둔부의 평균압력은 좌/우 편마비환자 사이 통계학적으로 현저한 차이를 보였다.
2. 둔부의 최대압력은 정상인에 비하여 편마비, 하지마비, 사지마비 환자가 현저히 높았으며, 편마비와 사지마비환자군 사이 통계학적으로 현저한 차이가 있었다. 따라서 마비환자별 욕창방지를 위한 시트쿠션 개발 시 이를 감안한 연구가 요구된다.
3. 둔부의 최대압력구배는 마비환자군과 정상인 사이 전반적으로 통계학적으로 현저한 차이가 있었다. 이는 마비환자의 둔부욕창을 예방하고 방지하는 시트 쿠션 개발 치료하는 재활훈련시 둔부최대압력구배는 유용한 임상/생체역학적 지침이 될 수 있다.

4. 본 연구에서 획득된 데이터와 개발된 실험적 방법은 욕창예방을 위한 시트쿠션 개발 개발에 직접적으로 기여 할 수 있다.

3. 유한요소 인체모델과 최적 설계기법을 이용한 시트 쿠션 형상 설계

3.1 서론

2장에서 전술된 결과에서 연구된 바와 같이 휠체어를 이용하는 마비환자의 경우 둔부 체압 특성은 정상인과 상이하며, 둔부압력의 균형이 비정상적이며 집중이 현저하기 때문에 정상인 보다 높은 압력구배가 발생된다. 이와 함께 노인 및 마비환자의 근육과 피부 부위의 마비와 노화로 인한 병리적인 약화 현상과 둔부 압력의 불균형성과 집중도, 그리고 과도한 압력구배의 생성은 둔부의 욕창을 발생을 촉진시키며, 욕창 발생시 원활한 둔부 혈액순환을 방해하여 재활치료에 큰 방해요인이 될 뿐만 아니라 심한 경우 둔부의 골격 일부를 절단하여야 한다. 따라서 휠체어를 이용하는 마비환자는 둔부욕창을 방지하고 욕창이 발생한 마비환자에게는 욕창의 진행을 중단시키고 치료에 도움을 줄 수 있도록 설계된 특수한 시트 쿠션을 사용하게 하여야 한다.

현재 휠체어를 이용하는 마비환자를 위한 시트 쿠션은 다양한 형태로 미국과 유럽과 같은 복지 선진국에 의해 상품화 되어있으며, 모두가 둔부압력의 구배를 줄이고 압력을 분산하기 위해 공기주머니, 젤 또는 특수한 폼을 주 압력 분산 매체로 사용하고 있다. 최근에 수행되었던 연구에 의하면 복지 선진국에서 사용되는 욕창방지용 시트 쿠션 중 체압특성이 공기주머니, 젤, 폼의 순서로 우수하다고 보고하였다⁽³⁾. 그러나 복지 선진국에서 개발된 다양한 종류의 욕창방지 시트 쿠션들도 초기 설계 시 생체역학적 인자들을 고려하여 체계적인 최적 설계 기법을 개발 과정에 도입한 예는 많지 않으며 욕창방지 시트 쿠션에 대하여 수행되었던 일련의 연구들은 여러 가지 회사에서 나온 제품을 단순 비교한 것으로서 객관성이 결여되어 있는 실정이다.

최근 시트 쿠션의 둔부 굴곡 형상을 고려한 시트 쿠션인 경우 재래식 응력 측정 해석적인 방법을 사용한 방법을 초기 설계에 응용한 예는 있지만⁽⁴⁾, 둔부 압력 특성이 욕창 방지와 치료에 가장 우수하다고 보고된 공기 주머니 식 시트 쿠션에 대하여

해석적인 방법을 이용한 설계 기법을 개발에 적용한 예는 없다. 이는 공기와 중합체인 공기주머니 재료간의 기계적 교호작용을 감안한 해석모델 개발이 매우 난해하기 때문이다. 이와 함께 일반적인 욕창방지용 시트 쿠션을 설계하기 위해서 가장 필수적인 사항은 사용자인 마비환자의 둔부를 모사할 수 있는 생체역학적 인체모델이 필요하며, 이를 이용하여 공기주머니로 구성된 시트 쿠션에 착석시키는 시뮬레이션을 수행하면서 둔부와 시트쿠션사이에서 발생하는 최대압력 및 압력구배, 체전단력을 저하시키고 착석시의 균형과 둔부의 위치를 최적화시키는 설계이다. 그러나 상기된 기술적인 어려움 때문에 시트 쿠션의 체압특성이 가장 우수하다고 보고되어 있는 공기주머니를 사용한 쿠션의 경우에도 설계는 실험과 경험에 의존하여 회사에 따라 체압 특성이 상이하며 심한 경우는 젤이나 중합체 폼을 사용한 쿠션에 비해서도 체압특성이 나쁜 경우도 보고되고 있다⁽⁵⁾.

본 연구는 마비환자의 둔부 부위가 물리적으로 고려된 유한요소 인체 모델을 개발/사용하고 시트 쿠션의 체압특성이 가장 우수하다고 보고되어 있는 공기주머니를 사용한 쿠션의 유한요소 모델을 완성하여 인체모델의 시트 쿠션에 대한 착석과정에 대하여 유한요소 기법을 사용한 시뮬레이션을 수행하여 인체 모델 둔부와 시트 쿠션간의 인터페이스 체압 특성을 알아낼 수 있는 해석 방법을 세계 최초로 개발함과 동시에, 이를 적용해 마비환자 둔부에서 발생하는 욕창을 생체역학적으로 방지할 수 있는 최적의 시트 쿠션을 설계함과 동시에 본 연구의 궁극적 목표인 지능형 욕창방지 쿠션을 제작 가능하게 하는 공기격자형 시트쿠션의 제작이다. 본 연구를 위하여 다음과 같은 과정으로 연구를 수행하였다.

- 1) 단위 공기격자에 대한 유한요소 해석 및 실험과 비교 검증
- 2) 유한요소 인체 모델을 이용한 공기주머니 시트 쿠션에 대한 둔부 체압 특성에 관한 시뮬레이션
- 3) 유한요소 인체 모델을 이용한 공기격자에 대한 민감도 분석에 의한 최적 격자 형상 도출
- 4) 도출된 격자 형상에 의한 시트 쿠션의 설계 및 금형제작과 시제품 제작 및 검증용 체압측정 실험

3.2 단위 공기격자 유한요소 모델링 및 해석

본 해석의 대상이 되는 시트는 공기주머니를 이용한 방식이다. 따라서 공기주머니를 적절하게 모델링하여야 한다. 본 해석에는 사용되는 PAM-CRASH는 이러한 공기주머니를 모델링하기 위해 에어백 옵션을 제공하고 있다. 이 옵션은 원래 자동차에 장착되는 에어백을 모델링하기 위해서 개발된 것이나 일반적인 이상기체 방정식을 풀기 때문에 공기나 질소 등 여러 기체가 차 있는 형상을 표현하는 데 사용하기에 전혀 문제가 없다. 그러나 이 옵션을 이용하여 정적인 해석을 수행할 경우에는 문제가 발생할 수 있다. 본 해석의 경우에는 해석이 다음과 같은 두개의 과정으로 나뉜다.

- 가. 공기주머니에 바람을 불어넣어 어느 정도 이상의 압력이 공기주머니에 가해지도록 하는 과정
- 나. 인체모델을 떨어뜨리는 과정

여기서 문제가 되는 것은 가의 과정이다. 이 과정은 정적인 과정이다. 그러나 에어백에 공기를 불어넣는 과정은 동적인 과정으로 만약 이를 정적으로 해석하는 경우에는 상당히 많은 시간이 소요된다. 따라서 수행시간을 줄이기 위해서는 동적으로 해석을 수행하면서 동적인 영향을 최소화하는 것이 필요하다.

본 해석에 사용되는 요소는 Belytschko-Tsai 쉘 이론을 근거로 개발된 것이다. 그러나 문제는 이 이론이 대변형/ 미소변형률의 가정 하에 개발된 것이라는 점이다. 그러나 본 모델에 사용되는 고무는 연신율이 상당히 큰 재질로 만약 고무가 100%이상 신장이 된다면 그 이후의 거동은 이 쉘 요소로 표현할 수 없으나 시트 쿠션의 사용상태에서는 공기주머니가 완전히 부풀지 않은 상태로 사용되며 미소변형률 상태로 가정이 가능하므로 Belytschko-Tsai 쉘 요소의 사용이 가능하였다.

해석에 소요되는 시간은 다음 식과 같이 계산된다: 전체 수행시간 = Number of Cycle * Zone Cycle. 여기서 Number of Cycle = Solution time / Time step, Zone Cycle = f(요소의 수, machine의 속도, CPU의 개수)이다. 따라서 해석에 소요되는 시간을 줄이기 위해서는 요소의 수를 줄이고 time step을 증가시켜야 한다. 그러나 요소의 수가 너무 적으면 모델의 변형을 제대로 표현할 수 없는 단점이 있다.

본 모델의 경우 대부분의 하중은 공기 주머니가 받아주며 공기 주머니를 구성하는 고무는 공기주머니에서 발생하는 압력에 따라 인장을 받는 단순한 거동을 한다. 따라서 변형의 형상이 단순하기 때문에 최대한 요소의 크기를 줄였다.

그림 10은 모델 요소의 크기를 결정하기 위해 사용한 세가지 모델을 나타내었다. 그림 10 (a)는 요소의 크기를 가장 작게 구성한 것이고 (b)는 중간 정도 (c)는 최대한 크게 구성한 것이다. a 모델은 1374개의 요소를 사용하였고 b 모델은 411개, 그리고 (c) 모델은 177개의 요소를 사용하였다. 요소의 크기는 얼마나 국부적인 변형과 응력을 표현할 것인가 하는 것에 따라 결정된다. 따라서 해석에서 사용할 요소의 크기를 결정하기 위해서, 이 세 모델들에 대해서 팽창 해석을 수행하여 그 결과를 비교하여 보았다. 그 결과 세 모델에서 발생하는 변위가 거의 차이를 보이지 않았다. 따라서 이 결과를 바탕으로 본 해석에서는 가장 요소의 수가 작은 (c) 모델을 사용하였다.

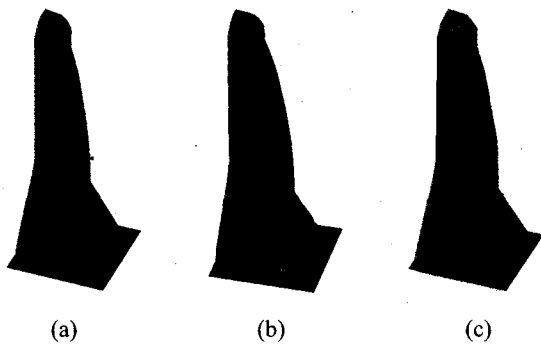


Fig. 10 Air-cell finite element models to select the number of finite element

전체 방식을 모델링하기 위해서는 단위 cell의 해석을 먼저 수행하여 전체 시트 해석에 사용할 pre-stress/strain을 구하여야 한다. 이를 위해서 앞에서 설명한 바와 비슷한 방식으로 단위 cell 모델을 구성하였다. 에어백의 gas는 일반적으로 사용하는 공기의 값을 사용하였다. 사용한 대기압은 0.1 Mpa 이고 대기의 온도는 20도를 사용하였다.

에어백 모델링에서 제일 중요한 부분은 위와 같은 mass flow rate 곡선과 inflator temperature 곡선이

다. mass flow rate는 시간당 주입되는 공기의 양이다. 본 해석에서는 20 bar 정도의 압력이 나오도록 mass flow rate를 try and error 방법을 이용하여 찾았다(그림 11). 이 그래프에서 대체적으로 필요한 공기의 양을 계산하고 이를 기초로 요구하는 압력이 나오도록 다시 조정하였다.

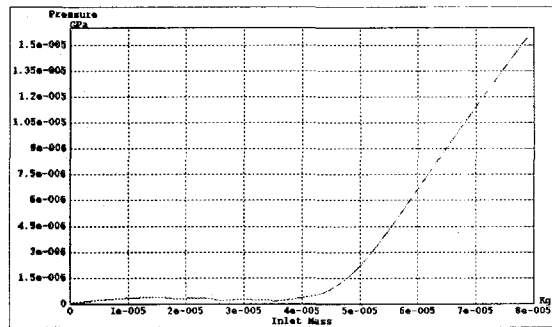


Fig. 11 Mass flow rate: air pressure behavior used in this study

그림 12는 해석에 사용된 모델을 나타낸 그림이다. 이후에 시트쿠션을 해석하기 위한 자료를 계산하기 위한 해석이므로 경계면에는 대칭조건을 주었다. 또한 인접 cell과 접촉되는 것을 고려하기 위해서 cell의 경계면에 rigid wall을 설치하여 cell이 경계 바깥으로 변형되는 것을 제한하였다. 또한 시트의 셀들 사이 공기가 흐르는 통로를 NULL 요소로 모델링하였다. 공기주머니 모델링에 대한 해석을 수행하였고 그 결과를 시험과 비교하였다. 그림 13은 모델링된 1개의 cell을 팽창시키는 시뮬레이션 결과를 보여준다. 그림 14는 검증용 시험장치 모습을 나타낸 그림이며 cell 경계면을 고정하고 한쪽에서 바람을 불어넣으면서 cell 내부에 발생하는 압력을 측정하였다. 시험에서 나타난 결과와 해석 결과 나타난 압력분포를 비교한 결과가 그림 15이다. 이 그림을 보면 해석결과와 시험 결과가 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 이 그림에서 시험 결과가 cell 내부 공기압력이 35 Mpa를 지나면서 점차 줄어드는 이유는 시험에서는 과도한 압력으로 인해서 공기가 약간씩 cell 밖으로 유출되었기 때문이다. 그러나 해석은 이상적인 과정이기 때문에 이러한 유출이 나타나지 않아 압력이 계속 증가하고 있다.

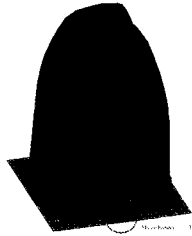


Fig. 12 Air-cell finite element model used in this study

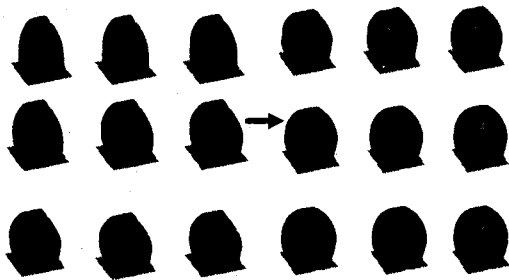


Fig. 13 Air-cell inflating simulation



Fig. 14 Experimental setup for the verification of the air-cell inflating simulation

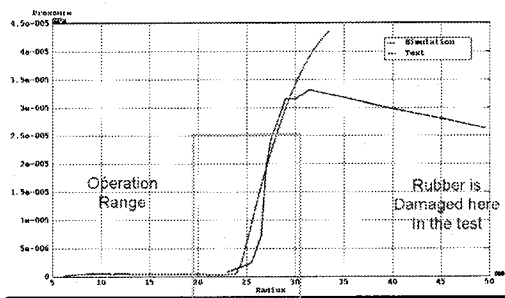


Fig. 15 Comparison of the experimental result to the simulation in air-cell inflation

3.3 유한요소 인체 모델을 이용한 시트 쿠션에 대한 둔부 체압 특성에 관한 시뮬레이션

해석에 사용된 인체모델은 그림 16과 같다. 이 모델의 상체 부분은 강체로 되어 있어 단지 상체의 질량과 관성만을 하체에 전달한다. 하체 부분은 강체로 모델링되어 있는 뼈와 변형체로 모델링되어 있는 근육과 살 부분으로 나뉜다. 또한 femur가 pelvis를 중심으로 회전하는 거동을 표현하기 위해서 pelvic joint를 실제와 같이 nonlinear contact과 ligament bar를 이용하여 모델링하였다. 살은 입체 요소로 모델링되어 있으며 그 값은 여러 문헌에 나와 있는 실험값들을 이용하여 calibration하였다.

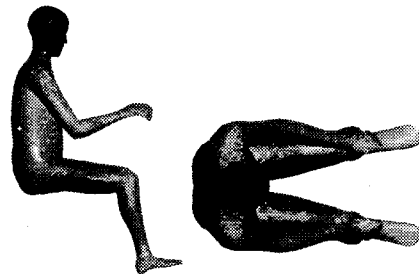


Fig. 16 A finite element human model

그림 17은 욕창 방지용 시트를 해석하기 위한 기본 모델이다. 기본 모델은 cell이 좌우로 8열, 앞뒤로 9열로 배열되어 있는 시트이다. 또한 각 cell들 사이에는 모두 공기 통로가 지정되어 있다. 시트는 좌우나 앞뒤로 움직이지 못하게 고정하고 인체의 중심에는 좌우 대칭 조건을 가하였다. 이론적으로는 좌우가 완전히 대칭되기 때문에 조건을 가하지 않아도 좌우 방향 변위가 발생하지 않아야 하나 실제로는 explicit algorithm의 특성상 조그마한 round-off error가 해석이 진행되면서 계속 증폭되어 좌우 비대칭이 발생할 우려가 있다. 이를 방지하기 위해서 대칭조건을 가하였다. 시트 아래 부분은 강체 지면 위에 놓여 있고 그 위에 있는 인체모델에 중력가속도를 가한다. 해석 결과 나타난 모델의 변형형상은 그림 18과 같고 이 때 방석의 변형형상은 그림 19와 같다.

그림 20은 모델의 변형형상을 단면에서 본 그림이다. 이 그림을 보면 변형이 인체의 skin의 모양을 따라 잘 변형되고 있음을 알 수 있다. 시트는 인체와 접촉하는 모든 면에 걸쳐 변형되면서 인체를



Fig. 17 Basic model for the analysis



Fig. 18 Deformed configuration of the basic model

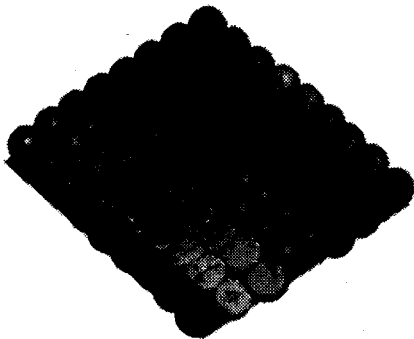


Fig. 19 Deformed configuration of the basic air-cell seat cushion model

부드럽게 감싸고 있다. 그림 20에서 cell들의 변형을 보면 공기주머니가 잘 동작하고 있음을 알 수 있다. 공기는 제일 많이 눌리는 둔부부위에서 인체가 접촉하지 않는 경계부 cell들로 빠져나가면서 전체적으로 둔부를 감싸고 있음을 알 수 있다.

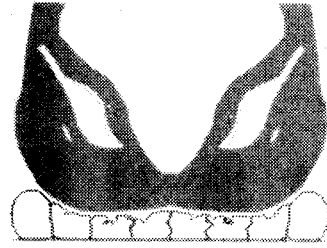


Fig. 20 Deformed cross-sectional view of the air-cell seat cushion and buttock on the coronal plane

그림 21 (a)는 이때 둔부에 걸리는 압력을 나타낸 그림이다. 이 그림을 보면 압력이 둔부 전반에 걸쳐 고루 분포되어 있음을 알 수 있다. 이러한 결과는 일반 바닥에 앉았을 경우 둔부에 발생하는 압력분포(그림 21 (b))와 확연히 다르다. 이 결과에서 욕창방지 시트의 효과를 확인할 수 있다.

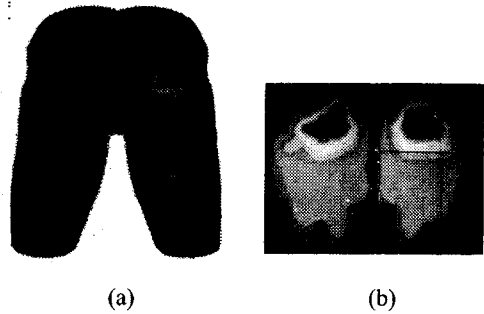


Fig. 21 Distributions of interface pressure on the buttock: (a) seated on the air-cell seat cushion, and (b) seated on the rigid plane

3.4 인체모형을 이용한 공기격자에 대한 민감도 분석에 의한 최적 시트쿠션 형상 도출

3.3 장에서는 일반적인 형태의 공기주머니 격자(이하 공기격자)를 사용한 시트쿠션을 이용하여 유한요소 인체모델링과 시트쿠션모델링을 수행하여 실제와 동일하게 시뮬레이션을 할 수 있음을 보였다. 그러나 해석의 수행을 위해 사용된 기존의 공

기격자 방식인 미국 Roho사의 Low Profile 제품(현재 국내 시장 점유율 1위)은 그림 22에서 관찰될 수 있듯이 설계상의 문제점인 강성이 높은 경계면 때문에 완전히 팽창되지 않는 부분이 존재하며, 이는 공기격자가 인체의 자중에 의해 변형 시 균일하지 않은 응력상태를 공기 격자에 분포시키고 전체 시트쿠션에 대하여 불균일한 변형을 초래하여 둔부 체압 특성에 좋지 않은 영향을 주게 된다. 따라서 본 연구는 기존의 시트쿠션에서 경험적으로 사용하고 있는 사각형과 피라미드 구조의 공기격자 방식을 지양하고 공기격자가 변형 시 변형률 분포를 균일하게 하는 새로운 구조의 공기격자를 개발하여 시트 쿠션 설계에 적용하는 데 그 목적이 있다.

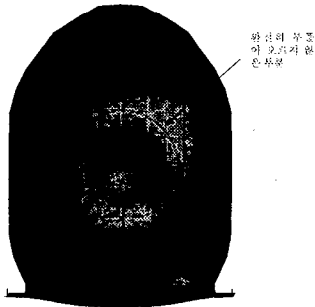


Fig. 22 Existence of undeformed region in the service condition when the basic air-cell model was inflated

㉑ 공기격자 높이 변화에 의한 영향

공기격자의 높이가 시트쿠션 사용자에게 미치는 영향은 다음과 같이 요약될 수 있다.

- 높은 공기격자: 둔부체압특성은 우수하나 사용자가 휠체어에 탑승하고 이동시 신체에 큰 움직임을 유발하며 이는 마비환자의 둔부와 시트 쿠션의 경계에 과도한 전단력을 발생시켜 욕창의 원인을 제공

- 낮은 공기 격자: 시트 쿠션 내부의 공기압이 여러 가지 원인에 의해 저하되면 Bottoming Out 현상을 발생시켜 둔부체압특성을 악화시켜 욕창의 원인을 제공

따라서 공기격자를 3가지의 높이(저높이: 40mm, 중높이: 60mm, 고높이: 80mm)에 대해 기본형 시트 쿠션 모델에 대해서 인체 착석 시뮬레이션을 수행한 결과는 다음과 같다.

Table 1 Effect of air-cell height variations on the interface pressure and shear force

공기격자 높이	40mm	60mm	80mm
둔부 전단력	12.3 N	9.5 N	32.0 N
최대둔부압력	15.6 kPa	12 kPa	13.2 kPa

표 1에서 알 수 있듯이 중높이의 시트 쿠션의 경우 나머지 경우에 비하여 둔부전단력과 최대둔부압력특성에서 우수함을 나타낸다.

㉒ 공기격자 형상에 의한 영향

공기격자의 형상이 팽창시의 격자 표면의 변형 특성에 미치는 영향을 알기 위하여 현재 기존 시트 쿠션에서 사용되고 있는 정사각형 공기격자(4개의 rib) 모델링/해석하고, 또한 본 연구에서는 새로운 격자형상을 설계 모델링/해석하여 격자 표면의 변형을 비교하고 가장 우수한 격자설계에 대해서 시트쿠션에 대한 인체 착석 시뮬레이션을 수행한 후 기존 시트쿠션의 결과와 비교하였다.

본 연구에서는 공기격자가 팽창 전 격자를 위에서 보았을 때 4개의 rib이 있는 구조는 square, 6개의 rib가 있는 구조는 hexa, 8개의 rib가 있는 구조는 octa, rib가 없으며 원형인 구조를 circle로 정의하여 중높이 격자에 대하여 해석을 수행하였다.

그림 23 정의된 4가지 종류의 공기격자구조에 대하여 팽창전의 구조와 팽창후의 형상/변형분포 결과를 나타낸다. 변형분포를 정성적으로 살펴보면 octa (o)인 경우 격자 표면 전반에 대해 가장 균일함을 알 수 있으며, circle (c), hexa (h), square (s) 순으로 변형에 대한 비균일성이 증가하였다.

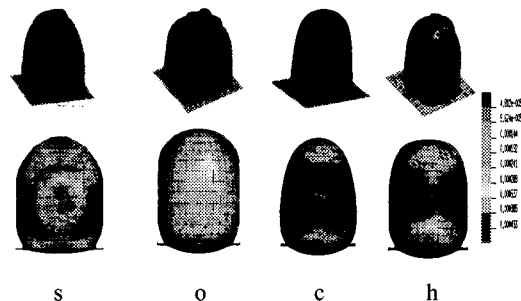


Fig. 23 Configurations of the 4 kinds of air-cell at before and after inflation

표 2에서 각 격자구조에서 발생하는 최소 및 최대 변형률 및 변화량을 정량적으로 표시하였다. 격자에서 발생하는 변형률은 최소변형률이 너무 낮아도 변형 비균일성을 증가시켜 좋지 않으며(square인 경우는 최소변형률이 0이므로 격자 표면이 팽창하지 않는 부분이 있다는 것을 의미함), 최대변형률이 너무 높아도 사용자가 사용시 팽창 여유를 감소시켜 사용자가 착석시 둔부압력특성의 저하를 초래한다. 이와 함께 변형률변화량이 작을수록 격자표면이 균일하게 변형하는 것을 나타낸다. 최소 및 최대 변형률 및 변형률변화량을 정량적으로 분석해볼 때 살펴보면 octa인 경우 특성이 가장 우수함을 알 수 있으며, circle, hexa, square 순으로 특성이 저하하였다.

Table 2 The differences of the maximum and minimum strains on the 4 kinds of air-cell after inflation

격자구조	최소변형률	최대변형률	변형률변화량 (최대변형률-최소변형률)
Square	0.000E+00	9.5490E-04	9.5490E-04
Hexa	1.789E-05	3.5711E-04	3.5711E-04
Circle	2.350E-04	6.0200E-04	3.6700E-04
Octa	1.050E-04	3.2200E-04	2.1700E-04

㉔ 공기격자 밀도 변화에 의한 영향

공기격자의 밀도(격자의 밀도가 커지면 격자의 총수는 증가, 반대로 격자의 밀도가 작아지면 격자의 총수는 감소) 변화에 의한 영향을 알기 위하여 저밀도(49개 격자), 중밀도(81개 격자), 고밀도(144개 격자)인 경우, 격자 구조중 생체역학적 특성이 가장 우수하였던 중높이/octa 격자구조로 모델링된 시트쿠션에 대하여 인체 착석 시뮬레이션을 수행한 81개의 격자 밀도인 경우 체압분포가 갖아 균일하며, 최대체압이 낮은 결과를 보였다(그림 24).

상기의 결과에서 선택된 중높이/중밀도/octa 공기격자를 갖는 시트쿠션을 이용하여 인체가 착석하는 시뮬레이션을 수행하였으며 기존의 공기주머니 시트쿠션의 디자인을 사용한 시뮬레이션의 결과를 그림 25에서 비교하였다. 본 연구에서 설계된 시트쿠션의 둔부압력체압 특성은 분포의 균일성, 대퇴부 및 좌골결절에서의 압력특성이 현저히 우수해

졌음을 알 수 있다.

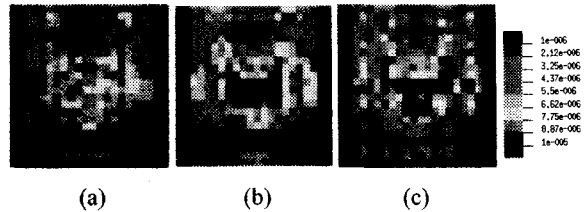


Fig. 24 Effect of the number of air-cell on distribution of interface pressure: (a) medium density (81 lattices), (b) high density (144 lattices), and (c) low density (49 lattices)

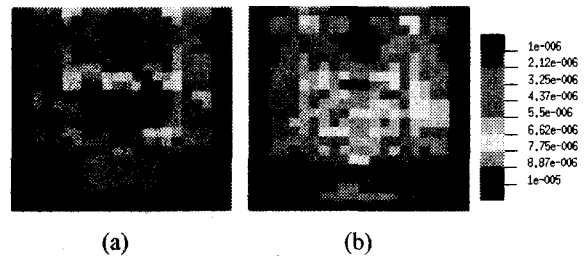


Fig. 25 Comparison of interface pressure resulted from the optimized design to the basic design: (a) basic design, and (b) modified design by the sensitivity analysis

3.5 도출된 격자 형상에 의한 시트 쿠션의 설계 및 금형제작과 시제품 제작 및 검증용 체압측정 실험

그림 26은 개발하고자 하는 시트쿠션의 단일 cell 형상으로 3차원 모델링 그림이다. cell의 형상은 3.4장에서 설명된 바와 같이 유한요소법에 의한 최적형상의 결과물을 이용하여 두께는 0.6 mm로 구성 되었으며, 위에서 보았을 때 rib의 개수는 8개, octagon 모양으로 구성하였다.

그림 27은 본 연구의 목적인 지능형 욕창방지 시트 쿠션 개발을 위하여 12개 air-cell을 1개의 클래스로 정의하고 전체 구성은 독립된 6개의 클래스로 구성되게 설계하였으며, 따라서 욕창방지 쿠션의 시트부에 대한 전체 구성은 6개의 클래스로 이루어지며 각각은 별도의 Air Vent Line으로 제어 된다.

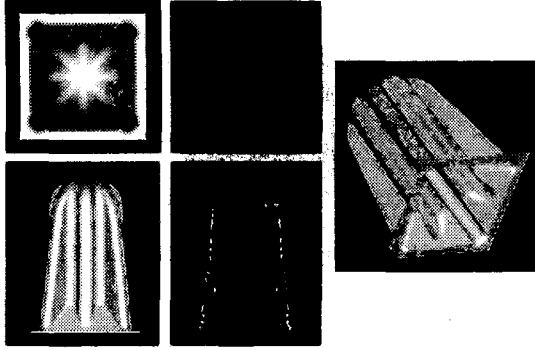


Fig. 26 3-dimensional CAD modeling of the air-cell based on the finite element analysis

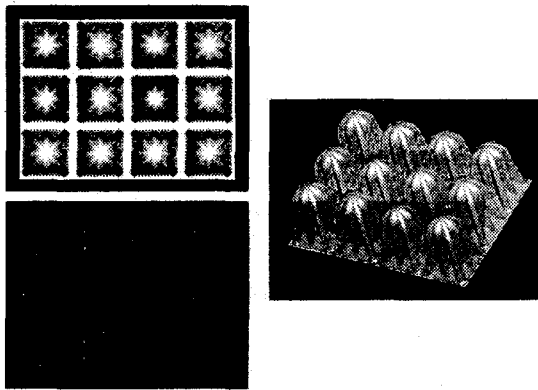


Fig. 27 3-dimensional CAD modeling of a class composed of twelve air-cells

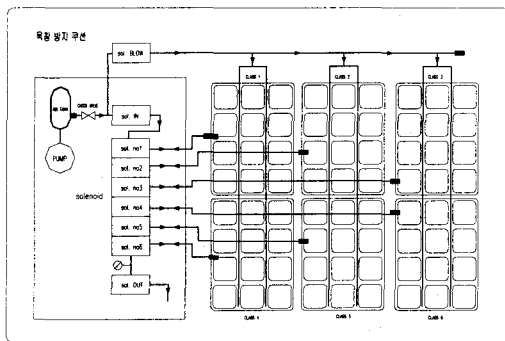


Fig. 28 The layout of the seat cushion design with a pneumatic control system

그림 28은 지능형 욕창방지 시트쿠션 제어를 위한 공압 제어 장치의 개략도를 보여주며 시트쿠션 부의 6개의 클래스로 공기유동이 가능하게 설계되었으며 공압 장치부는 8개의 solenoid와 공기압축기 (mini compressor) 1set, 전원용 battery(12/24V)로 구성되도록 설계하였다.

그림 29는 전술된 설계에 의하여 제작된 시트쿠션의 시제품을 보여주며, 본 연구에서 개발된 시트쿠션과 본 연구 기본 모델이었던 미국 Roho 사의 시트쿠션과 정적 상태에서 체압 측정 실험을 하여 비교하였다. 그림 30에서 볼 수 있듯이 본 연구에서 개발된 시트쿠션의 경우 체압분포 특성이 우수하며 최대 체압력이 현저히 낮은 것을 알 수 있다.

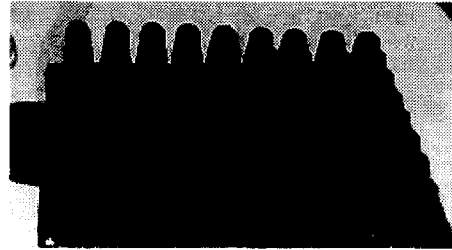


Fig. 29 Prototype of seat cushion developed in this study

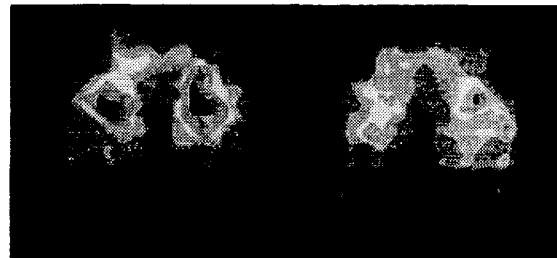


Fig. 30 Comparison of measured interface pressure resulted from the optimized design to the basic design: (a) basic design, and (b) modified design by the sensitivity analysis

4. 욕창방지 쿠션의 지능형 제어기 설계

4.1 서론

욕창방지 시트쿠션의 공기압 제어목적은 둔부와 공기쿠션 사이에 발생하는 체압을 낮고 체압분

포를 고르게 제어 하는 것이다. 장애인 및 노인의 둔부형태, 몸무게, 앉은 자세에 따라 둔부 체압의 분포는 큰 변화를 보인다. 따라서 시트쿠션의 공기압 제어에서는 개인별 상태가 고려될 수 있는 제어 방법이 필요하다. 본 연구에서 개발된 시트쿠션은 6개의 클래스로 구분되어 있으며 이는 독립적으로 제어될 수 있게 설계되어있다. 따라서 환자의 상태에 따라 각 클래스의 공기압을 달리함으로써 최적의 체압 분포를 유도할 수 있다. 그러나 각 클래스별 공기압의 가감을 결정하는 것은 다양한 환자의 상태를 인식하고 적절한 공기압을 결정해야 함으로 경험적이며 복잡한 제어규칙을 필요로 한다. 이와 더불어 고려되어야 하는 문제점으로서 시트쿠션의 공기압과 둔부와 시트쿠션 사이에 발생하는 체압의 비선형적 관계이다. 즉, 공기압이 증가할수록 체압의 증가폭이 커지는 특징을 보인다. 이러한 특징은 시트쿠션의 공기압 제어목적이 체압의 고른 분포에 있으므로 각 클래스의 공기압을 가감함에 있어 공기압과 체압의 특성곡선을 고려한 제어방법이 필요함을 의미한다.

이상에서 언급한 내용을 제어기 설계의 관점에서 해석한다. 제어 대상인 시트쿠션은 공기압을 제어입력으로 가지며 둔부 체압을 상태변수로 볼 수 있다. 대상자의 둔부형태, 몸무게, 앉은 자세는 제어대상의 시스템 파라미터로 작용하여 상태변수의 비선형 동특성을 보이게 된다. 이는 앞서 언급한 개인별 상태에 따른 둔부 체압의 다양성과 관계되는 것이다. 반면 제어기 관점에서 제어 대상인 시트쿠션으로부터 관측 가능한 변수는 둔부 체압이 아닌 각 클래스의 공기압이다. 따라서 공기압과 체압의 특성곡선을 고려한 제어기의 설계를 요구한다.

이러한 제어문제는 선형시스템을 위한 제어기로서 해결될 수 없다. 퍼지제어는 일반적으로 숙련된 조작자의 복잡하고 경험적인 제어지식을 퍼지제어 규칙으로 표현할 수 있다는 점에서 비선형 시스템의 제어에 적용되어 왔다. 즉, 시스템 파라미터가 시변이며 상태변수의 동특성이 비선형인 경우 숙련된 조작자는 여러 개의 선형 동작점을 기준으로 제어규칙을 세우고 동작점 사이에서는 여러 가지 제어규칙을 혼합하여 사용한다. 이러한 제어방법은 앞서 언급한 바와 같이 다양한 장애인 및 노인의 상태에 따른 비선형적 체압 특성을 보이는 시트쿠션 시스템의 제어에 유용하게 적용될 수 있다.

4.2 시스템 구성

시트쿠션은 각각의 밸브를 가지고 있는 6개의 클래스로 구분되어 있으며 공기압축기, 공기압 센서, 그리고 누출밸브를 이용하여 독립적으로 제어될 수 있다. 시트쿠션의 퍼지제어기 설계를 위하여 먼저 PC에 기반을 두어 알고리즘을 개발하였다. 펜티엄 프로세서를 CPU로 사용하고 PCI 버스를 통하여 데이터 획득 보드(DAQ Board)와 인터페이스를 구축하였다. 공기압 센서의 아날로그 입력, 공기압축기 모터의 펄스폭변조(PWM) 출력, 그리고 밸브 시스템을 위한 디지털 출력으로 제어루프를 형성하였다. 이를 그림 31에 보인다. 그림 32의 사용자 인터페이스(GUI)에서는 각 클래스의 실제 공기압 및 설정공기압을 확인할 수 있으며 공기압의 실시간 모니터링을 수행할 수 있다. 또한 버튼입력에 의해 제어명령을 수행할 수 있다.

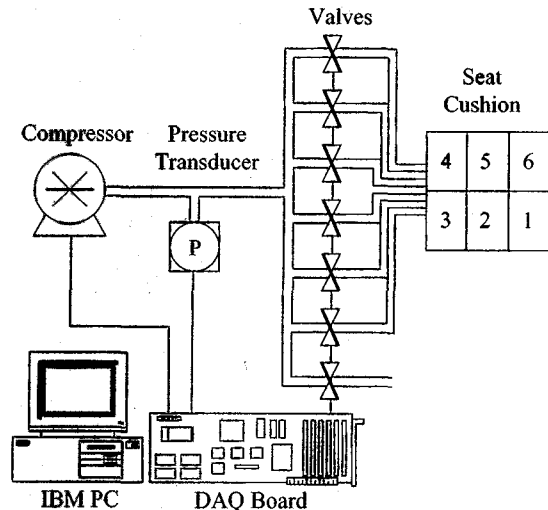


Fig. 31 PC-based fuzzy controller

전체적인 제어방법은 퍼지 제어부분과 공기압 제어부분으로 나뉘어진다. 그림 33에서와 같이 퍼지제어기는 6개의 클래스로부터 얻어진 공기압을 바탕으로 체압을 고르게 분포시킬 수 있는 각 클래스의 설정 공기압을 산출한다. 다음으로 공기압 제어기는 공기압축기와 공기압센서를 이용하여 각 클래스의 실제 공기압을 설정 공기압으로 제어한다. 압력센서의 아날로그 출력은 12비트 AD 변환기에 의해 mbar 단위로 환산되며 설정 공기압과의 오차로 계산된다. PI제어기는 공기압 오차로부터 PWM

출력의 펄스폭을 변화시킴으로써 공기압축기의 모터 속도를 조절한다. 이 과정에서 밸브 시스템은 하나의 공기압축기와 공기압 센서로 6개의 클래스를 제어하기 위하여 적절한 개폐동작을 수행한다. 퍼지제어기는 공기압 제어가 6개의 클래스를 모두 제어한 후 다시 새로운 설정 공기압을 추론한다.

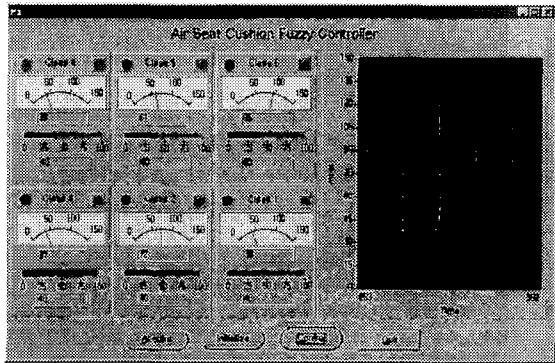


Fig. 32 Graphic user interface

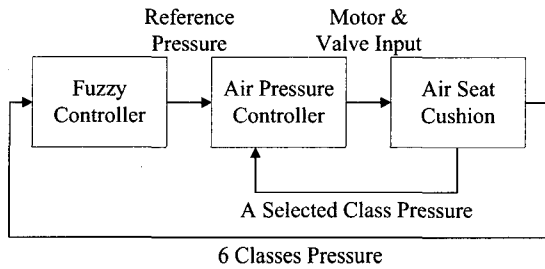


Fig. 33 Control scheme

4.3 퍼지제어기의 설계

앞서 시스템 구성에서 언급한 하였듯이 퍼지제어기는 공기압 제어를 위한 설정 공기압을 제공한다. 퍼지 제어기의 전건부 변수는 6개의 클래스 공기압을 사용하며 각각의 변수들은 40mbar를 중심으로 그림 34와 같은 소속도 함수를 가진다. 여기서 VL(very low), LO(low), MD(medium), HI(high), 그리고 VH(very high)는 소속도 함수의 레이블을 의미한다. 후건부 변수는 6개 클래스의 이전 설정 공기압에 대한 다음 설정 공기압의 변화량을 나타낸다. 후건부 변수의 소속도 함수는 그림 35와 같이 싱글톤(singleton) 형태를 가지며 NB(negative big),

NS(negative small), ZO(zero), PS(positive small), 그리고 PB(positive big)의 레이블로 표현된다. 여기서 공기압과 체압의 비선형적 특성을 고려하여 출력 공간의 소속도 함수 NS와 PS의 위치를 조정하였다.

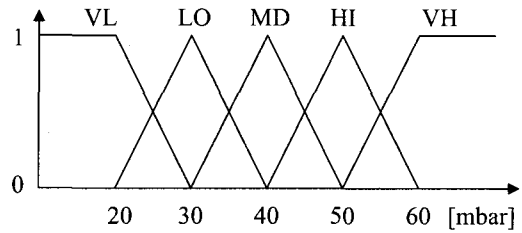


Fig. 34 Premise variable and membership function

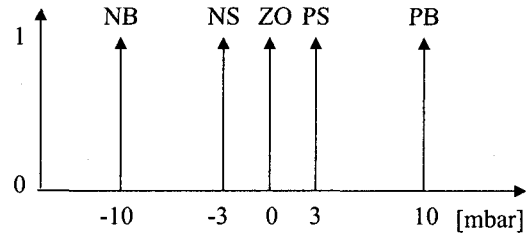


Fig. 35 Consequence variable and membership function

전건부 변수의 소속도 함수에 의해 분할된 퍼지 입력공간에 대하여 출력 레이블을 정의함으로써 퍼지규칙을 구성한다. 전건부 변수로서 6개의 클래스 공기압과 5개의 소속도 함수를 고려할 때 분할된 입력공간의 개수는 5^6 개이다. 그러나 환자의 둔부형태나 앉은 자세를 발생 가능한 경우의 수로 줄여 고려하였으며 46개의 퍼지규칙을 설계하였다.

(1) 둔부형태에 따른 퍼지제어규칙

환자의 둔부형태는 마비, 편마비, 대퇴절단 등에 따라 차이를 보이며 체압 분포에 있어서 클래스 1,2,3과 4,5,6의 좌우 비대칭 특징을 보인다. 이러한 경우의 수를 그림 36으로 나타낸다. 그림에서 번호는 각 클래스를 의미하며 진하게 표시된 부분은 상대적으로 높은 체압을 나타낸다. 그림 36(d)의 경우에 4개의 퍼지규칙을 구성하였으며 다음과 같다.

Rule 13:

If C1 is HI and C2 is HI and C3 is VH and C4 is VH and C5 is VH and C6 is VH
Then U1 is NS and U2 is NS and U3 is NB and U4 is NB and U5 is NB and U6 is NB

Rule 14:

If C1 is MD and C2 is MD and C3 is HI and C4 is HI and C5 is HI and C6 is HI
Then U1 is ZO and U2 is ZO and U3 is NS and U4 is NS and U5 is NS and U6 is NS

Rule 15:

If C1 is LO and C2 is LO and C3 is MD and C4 is MD and C5 is MD and C6 is MD
Then U1 is PS and U2 is PS and U3 is ZO and U4 is ZO and U5 is ZO and U6 is ZO

Rule 16:

If C1 is VL and C2 is VL and C3 is LO and C4 is LO and C5 is LO and C6 is LO
Then U1 is PB and U2 is PB and U3 is PS and U4 is PS and U5 is PS and U6 is PS

여기서 $C_i, i=1, \dots, 6$ 는 각 클래스의 실제 공기압을, $U_i, i=1, \dots, 6$ 는 각 클래스의 설정공기압 변화량을 의미한다. 하나의 체압 분포형태에 대하여 측정공기압의 크기에 따라 4가지 규칙을 결정하였다. 이는 출력변수의 소속도 함수에 의해 공기압과 체압의 비선형적 특성이 고려된 제어입력이 산출될 수 있음을 의미한다.

(2) 앉은 자세에 따른 퍼지제어규칙

환자의 앉은 자세는 클래스1,6 과 5,2 그리고 4,3의 상하 비대칭 특징을 보인다. 특히 다리의 위치에 따라 체압의 집중에 큰 차이를 보인다. 앞서 둔부형태에 따른 경우와 같이 하나의 체압분포형태에 대하여 입력공간을 4부분으로 분할하여 퍼지제어규칙을 설계하였다. 다만 그림 37(a)와 (f)의 경우는 2가지의 제어규칙을 가진다. 반복적 실험에 의해 결정된 퍼지규칙은 Max-Min법에 의해 추론되며 실제 제어량을 얻기 위해 무게 중심법으로 비퍼지화 된다.

4.4 DSP기반 퍼지제어기

지금까지 PC에 기반을 둔 공기쿠션의 퍼지제어기 설계과정을 설명하였다. 개발된 알고리즘은 환

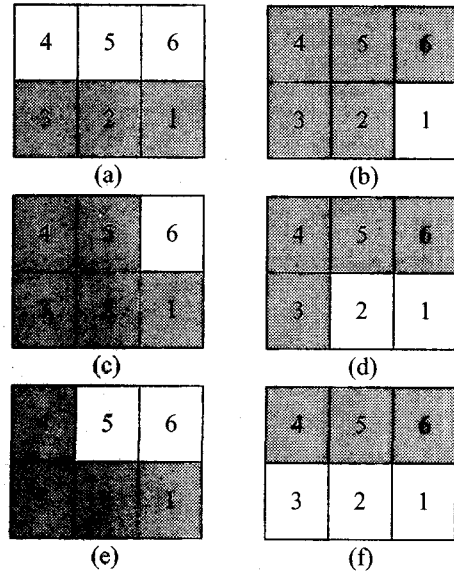


Fig. 36 Interface pressure pattern for buttock anatomy

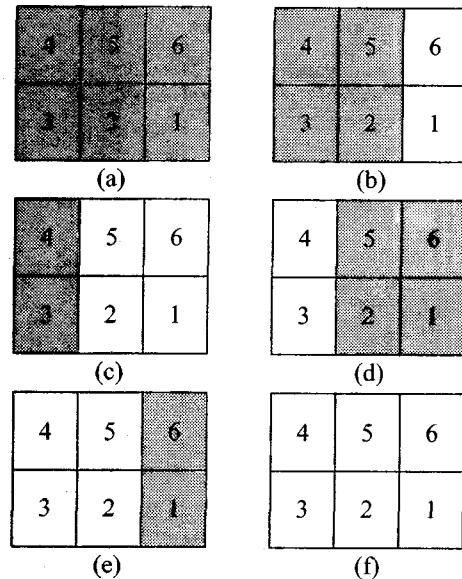


Fig. 37 Interface pressure pattern for sitting position

자들의 사용을 위해 DSP에 기반을 둔 제어보드로 개발되었으며 그림 38에서 기능을 살펴본다. 앞서 PC에 개발된 퍼지제어 알고리즘을 구현하기 위하여 Texas Instruments사의 16비트 DSP 제어기 TMS320LF2406을 사용하였으며 Q Math 알고리즘

을 이용하여 고정소수점에서의 퍼지연산을 구현하였다. 제어루프를 위한 입, 출력 인터페이스는 공기압 센서의 아날로그 입력, 공기압축기 모터의 펄스 폭변조(PWM) 출력, 그리고 밸브 시스템을 위한 디지털 출력으로 PC에 기반을 둔 제어기와 동일하다. 각 클래스의 공기압을 측정하기 위한 압력센서는 그림 39에서와 같이 BCM사의 1000 다이어프램형 스트레인게이지를 원형 박판에 붙여 제작되었으며 Analog Device사의 차동증폭기 AD623에 의해 증폭비 600으로 출력된다. 차동증폭기의 출력은 DSP 제어기의 10비트 AD 변환기 입력으로 사용된다. 공기압축기의 모터구동을 위하여 Fairchild사의 TIP122 전력스위칭 트랜지스터를 사용하였으며 DSP 제어기의 PWM 전용 포트를 통해 구동된다. 다음으로 Allegro사의 2003 다링톤 어레이와 DSP 제어기의 디지털 출력 포트를 이용하여 밸브 시스템의 개폐를 제어한다. 부가적으로 휴대를 위한 전력제어기와 사용자 조작을 위한 리모콘 제어기가 추가되었다. 리모콘 제어기로는 Microchip 사의 8비트 제어기 PIC16C73을 이용하여 버튼입력 처리와 DSP 제어기와의 RS232 통신을 구현하였다. 그림 40에서 실제 개발된 DSP 제어보드를 보인다.

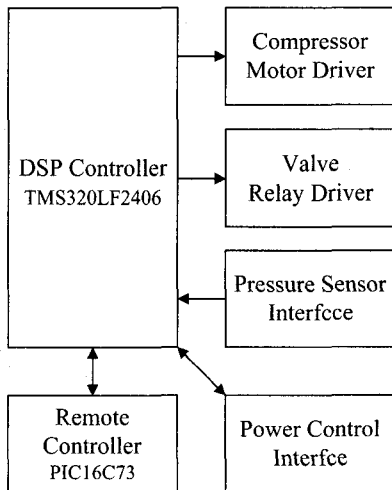


Fig. 38 Block diagram of DSP based control board

4.5 실험결과

퍼지제어 알고리즘의 성능을 평가하기 위하여 공기쿠션과 환자의 둔부사이에 체압력센서를 설치하고 제어 전, 후의 압력분포를 살펴보았다. 초기

공기압을 40mbar로 고정된 상태에서는 그림 41(a)와 같이 압력이 균일하게 분포되지 못하며 특히 높은 압력 집중을 보인다. 그림 41(b)에서는 퍼지제어를 수행한 후 압력분포를 도시한다. 전체적으로 낮은 압력분포를 보이며 초기의 집중된 압력이 고르게 분포되었음을 확인할 수 있다.

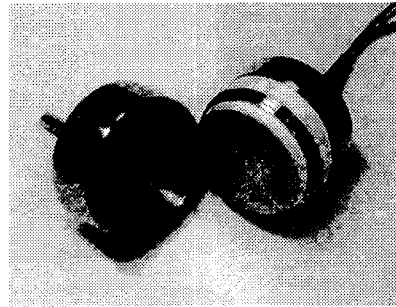


Fig. 39 Air pressure sensor developed in this study

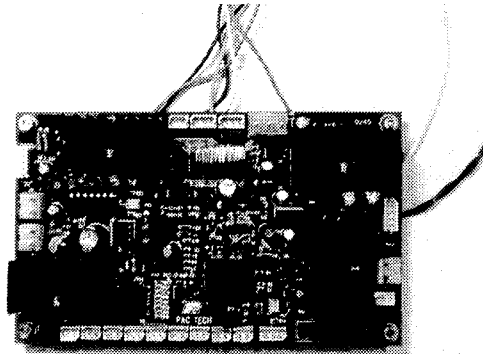
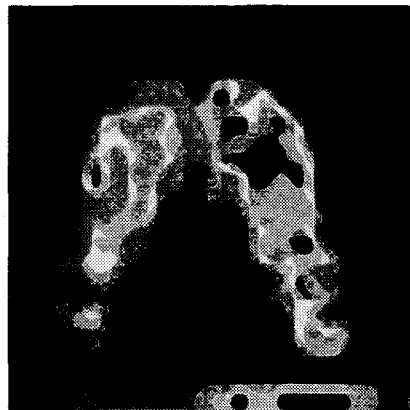
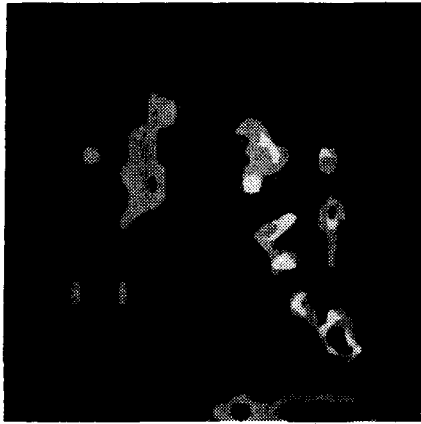


Fig. 40 DSP-based control board developed in this study



(a) Initial



(b) Final

Fig. 41 Interface pressure changes: (a) when a patient seated on the fuzzy controlled seat cushion at the initial stage, (b) when a patient seated on the fuzzy controlled seat cushion after 3 minutes from the initial stage

5. 결론

본 연구에서는 발생시 상기된 폐해가 심각한 둔부 욕창을 방지하기 위한 공기격자 형 지능형 욕창방지 시트쿠션이 개발되었다. 먼저 정적인 상태에서 체압을 최대한 분산시키고 체압구배 및 체전단력을 최소화하는 공기격자의 설계를 위하여 유한요소를 이용한 인체둔부 및 공기 시트쿠션 모델이 개발되었다. 유한요소 공기방식 모델은 실험에 의하여 검증되었으며, 공기격자는 리브의 개수를 변화시켜 격자 표면의 최대와 최소변형의 차를 기준으로 설계되었으며, 공기 시트쿠션은 격자 높이, 밀도를 매개변수로서 최적화하였다. 해석 결과를 이용하여 공기 시트쿠션의 금형이 설계되었고 네오프렌을 재료로 하여 공기 시트쿠션 시제품이 제작되었으며, 정적 상태의 실험결과 체압분포 및 체압구배가 세계시장을 지배하고 있는 기존 제품보다 우수하였다.

공기방식 내부의 공압과 체압은 현저한 상관관계를 보이며, 따라서 공압을 최적으로 유지하고, 둔부 형상과 자세에 의한 좌우 둔부의 체압 집중 및 비대칭성을 최소화 하여야 둔부 욕창을 방지할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 연구된 정적인 공기 시트쿠션을 둔부의 해부학적 위치를 근거로 6개의

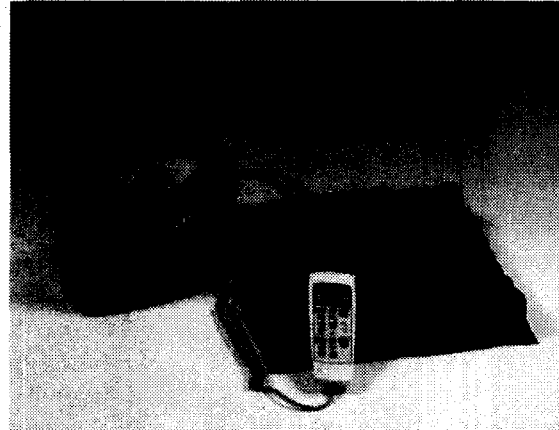


Fig. 42 Developed fuzzy logic controlled seat cushion to prevent decubitus ulcer

영역으로 분리하여 각각의 영역을 장애인 및 노인의 개인인 둔부 특성을 판단하여 공압을 제어하는 퍼지론 이용한 공압 제어시스템을 개발하여 둔부의 형상 및 자세를 인지 제어하는 지능형 욕창방지용 시트 쿠션을 구현하였다. 최종적으로 퍼지제어에 의하여 구현되는 시트 쿠션의 체압특성은 사용자 개인의 자세와 둔부 형상에 적용하여 체압특성을 우수하게 하는 실험결과를 보였다. 그림 42는 최종적으로 제품으로 개발된 지능형 욕창방지용 시트쿠션을 보여주고 있으며 본 연구는 생체역학적 생체신호를 이용하여 인체 둔부의 욕창이라는 질병을 방지할 수 있는 바이오메카트로닉스 기술을 이용한 재활의료기기 개발이라는 예를 잘 보여주고 있다.

참고문헌

1. Bronzino J. D., "Biomedical Engineering Handbook," CRC Press, 1995.
2. 고정민, 정연승, "고령화 사회의 도래에 따른 기회와 위협," 삼성경제연구소 보고서, 2002.
3. Shaw P.G., "Retention of supportive properties by eggcrate and foam wheelchair cushion," J. Rehab. Res. Dev., Vol. 35, pp. 396-404, 1998.
4. Tanimoto E., "The study of pressure distribution in sitting position on cushions for patient with SCI," IEEE Proceeding(0-7803-4797-8/98), pp. 219-224, 1998.

5. Rosenthal M. J., "A wheelchair cushion designed to redistribute sites of sitting pressure," Arch. Phys. Rehabil., Vol. 77, pp. 278-282, 1996.