

의료기기기술개발사업 최종보고서
(02-PJ3-PG 3-31401-0003)

영상처리를 이용한 무구속 호흡 감시장치

Non-restrained Respiration Monitoring System
based on Image Processing

주관연구기관 : 울산대학교 직인

주관연구책임자 : 허수진 인

보 건 복 지 부

영상 처리를

이
용
한

무구속

호흡

감시장치

보건복지부

1. 이 보고서는 보건복지부에서 지원한 의료기기 기술개발사업의 최종보고서입니다.
2. 이 보고서 내용을 발표할 때에는 반드시 보건복지부에서 지원한 의료기기기술개발사업의 연구결과임을 밝혀야 합니다.

제 출 문

보건복지부 장관 귀하

이 보고서를 영상처리를 이용한 무구속 호흡 감시장치(02-PJ3-PG 3-31401-0003)
과제의 최종보고서로 제출합니다.

2004. 5. 31

주관연구기관 : 울산대학교 직인

주관연구책임자 : 허수진 인

목 차

I . 총괄연구개발결과 요약문

(한글)	1
(영문)	2

II . 총괄연구개발과제 연구결과

1. 총괄연구개발과제의 최종 연구개발 목표	3
2. 총괄개발과제의 최종 연구개발 내용 및 결과	9
2.1 연구내용	9
(1) 호흡감시 장치에 관한 자료조사	9
(2) 무구속 호흡감시 장치 개발을 위한 기초 연구	12
(3) 무구속 호흡감시 장치 개발	12
2.2 연구결과	15
(1) 무구속 호흡감시 장치개발을 위한 기초 연구	15
(2) 무구속 호흡감시 시스템 개발	18
3. 총괄연구개발과제의 연구결과 고찰 및 결론	39
4. 총괄연구개발과제의 연구성과	41
5. 연구개발결과의 파급효과	46
6. 참고문헌	47

요 약 문

연구과제명	영상처리를 이용한 무구속 호흡감시장치		
중심단어	호흡감시, 비침습적, 수면 장애, 영상처리		
주관연구기관	울산대학교	주관연구책임자	허수진
참여기업			
총연구기간	2002년 7월 ~ 2004년 4월		
<p>생활수준의 향상과 함께 건강에 대한 관심이 증가하면서 인간 생활의 상당부분 (1/3)을 차지하고 있는 수면에 대한 관심이 높아졌다. 또한 사회가 고령화가 되면서 혼자 사는 노인의 경우 수면장애에 의해 발생할 수 있는 질병이나 부상에 대한 위험성이 높아지고 있다. 이러한 경우를 대비해 수면 중 발생할 수 있는 수면 장애에 대한 여러 연구 및 시스템 개발이 진행중이다. 대표적인 장애의 한 증상인 수면 무호흡증의 경우 동맥혈 내의 산소 포화도가 감소하면서 심장마비나 돌연사를 초래할 수 있다. 따라서 수면 무호흡의 발생여부 및 그 빈도를 검출하는 것이 매우 중요하다. 현재까지 수면 무호흡증을 파악하기 위해 다양한 방법으로 측정을 하고 있지만 센서 부착으로 인해 환자가 불편함을 호소하는 문제점이 있다.</p> <p>본 연구를 통해, CCD 카메라를 설치하여 수면 중 호흡에 의한 가슴 및 복부의 움직임을 영상처리하고 이를 이용하여 비침습적으로 호흡상태를 자동 감시할 수 있는 시스템을 개발하였다. 흉부 부위에서 최적의 호흡 계측 영역을 자동으로 추적하도록 설정하여 오퍼레이터 없이 장시간 계측이 가능하게 하였다. 획득된 호흡 파형을 바탕으로 수면 상태를 판정하여 실시간으로 무호흡 여부 및 호흡상태를 살펴볼 수 있도록 했다. 설계된 시스템의 정확성을 검증하기 위해 수면다원화 검사에서 사용하는 스트레인게이지를 이용하여 측정된 호흡 파형과의 비교, 분석을 통해 평가하였다. 실험 결과 평균 96%의 정확성을 나타냈다.</p>			

SUM M A R Y

Title	Non-restrained Respiration Monitoring System based on Image Processing		
Key Words	respiration monitoring, sleeping disorders, non-invasive, image processing		
Institute	University of Ulsan	Project Leader	Huh, Soo Jin
Associated Company			
Project Period	2002. 7 ~ 2004 . 4		
<p>With the improvement of the quality of life, people come to have an interest in sleeping that occupies one third of human life. As the number of aged people are increasing sharply, the danger of illness and injury resulting from sleeping disorders of the elderly who live alone would be greater. Up to now, several studies and system development have been gone on. Sleep Apnea syndrome(SSA) is a representative symptom of sleep disorder. The decrease of O₂ saturation by SSA causes cardioplegia and sudden death syndrome. So, it is important to know whether and how often SSA events have happened during sleep. Although some methods are used to measure SSA problems are that the patients complained about the inconvenience resulting from wearing sensors.</p> <p>In this study a system that can monitors respiration non-invasively and automatically, by identifying the movement of the chest and abdomen using image processing technique during sleep, was implemented. We can see breathing status in real time based on the acquired breathing waves. To verify the designed system, the values from the polysomnography were compared and analyzed to validate the system accuracy. As a result, the mean accuracy is 96%.</p>			

총괄연구개발과제 연구결과

1. 총괄연구개발과제의 최종 연구개발 목표

1.1 총괄연구개발과제의 목표

(1) 연구 배경

영상처리를 이용한 호흡 감시 장치에 대한 연구는 국내에서는 아직 보고 된 바가 없다. 본 연구의 아이디어는 일본의 후생성 장수과학 종합연구사업에서 얻었으며, 이와 유사과제는 일본에서 다수 연구되고 있다. 石原 등은 피시험자의 수면시 영상을 처리하여 호흡에 의한 흉부의 움직임을 계측하여 수면시 호흡을 비접촉, 무구속으로 자동 계측 가능한 시스템을 개발하고 있다. 그러나 안정한 호흡계측의 실험에는 수면중에 비호흡, 몸 뒤척임 등을 판별하는 방식은 정밀도 향상의 과제가 남아 있다.

동영상 처리에 의한 호흡계측 방법으로 옵티칼 플로(optical flow)를 구하는 것에 의해 환자의 호흡량을 계측하는 기법도 보고되고 있다. 이 중에 西田 등의 보고에 의하면 이론적으로는 옵티칼 플로의 총합이 환기량에 비례하는 것, 흉부와 복부의 움직임을 각각 계측하는 것에 의해 무호흡 증후군인가 말초성인가 중추성인가를 판별하는 가능성 등을 보이고 있다. 그러나 화상중의 계측영역을 수동으로 설정해야 하므로 결국 오퍼레이터의 장시간 감시가 필요하게 되고, 실험에 의한 계측 정밀도의 증거가 불충분하게 되는 등 실용화 시에 발생하는 문제가 많이 남아 있다.

(2) 연구의 필요성

우리나라의 총인구는 2000년 현재 4730만명이며 이중에 65세 이상 노인 인구비는 95년 5.9% 수준에서 2000년 7.3%로 높아져 본격적인 고령화 사회로 진입하였으며, 이러한 노인 인구비는 2005년 8.7%, 2010년 10.0%, 2020년 13.2%로 급격히 고령사회로의 진입이 전망된다. 95년 인구 총조사 이후 5년 동안 증감을 보면 총인구가 3.2% 증가하는 동안 65세 인구는 27.7% 증가하여 급격한 고령인구 증가추세를 보여주고 있다. 통계청 자료에 의하면 2000년 11월 현재 우리나라의 총 가구 수는 95년에 비해 10.8% 늘어난 1440만 가구로 같은 기간의 인구증가율(3.4%)보다 많이 증가하였고, 혼자 사는 1인 가구는 224만 가구로 95년보다 35.4%로 가장 크게 늘어났으며, 이중에서 70세 이상 노인 1인 가구(355,000 가구)도 95년보다 65.9% 증가하였다. 한국보건사회연구원이 1998년 조사한 바에 따르면 전체 가구 중 65세 이상 노인이 1명이라도 있는 노인가구는 전체 가구의 20.9%, 이 중 노인 혼자 사는 1인 가구는 21.1%이다.

우리사회의 급속한 고령화 및 핵가족화 현상에 의해 혼자 사는 고령자가 늘어나고 있으며 이들 독거노인에게는 질병이나 부상에 대한 위험성이 크기 때문에 본인의 불안도 크지만, 부득이 떨어져 사는 가족이나 친척의 걱정도 매우 크다. 노인 홈이나 노인 병원 같은 고령자 시설은 수용 능력의 한계가 있고, 노인들을 살아온 환경으로부터 격리하는 것도 바람직하지 않다. 그 때문에 고령자가 재택에서 자립 생활을 할 수 있도록 사회에서 여러 가지 면에서 지원하는 방법이 요구되고 있다. 따라서 고령자의 증가에 따라 수면상태를 자동 감시할 수 있는 방법의 필요성도 커지고 있다. 고령자가 수면중에 사망할 우려가 있더라도, 간병인이 밤새 감시하는 것은 사실상 어려운 일이다. 고령자에뿐 아니라 수면 무호흡 증후군(sleep apnea syndrome)이나 유아돌연사 증후군(sudden death syndrome)이라는 수면장애에 대하여 관심이 높아지고 있다.

병원이나 노인 홈 등에서의 폐일 세이브를 위해, 이러한 수면시의 병적 변이를 감시할 수 있는 장치에 대한 요구가 증가되고 있으며, 일반적으로 개인주택에서도 사용이 가능하고 조작성이 용이하며 가격이 저렴한 장치의 개발의 필요성이 있다. 수면상태를 계측하는 장치로서 병원에서 사용되고 있는 수면 다원화검사(polysomnography) 장치는 접촉성 센서를 사용하여 심전도, 호흡, 뇌파 등 여러 가지 생체정보를 동시에 계측하여 수면장애의 임상진단 등에 사용되고 있지만, 환자몸에 센서가 부착되어 수면이나 몸의 움직임 등을 방해할 수 있고, 오퍼레이터가 밤새 감시해야할 필요가 있는 등의 이유 때문에 일반적으로 일상에서 사용할 수 있는 것은 아니다.

본 연구는 환자의 수면중에 호흡에 의한 가슴 부위의 움직임을 적절히 영상처리하면 수면중의 호흡상태의 계측이 가능하다는 것에 주목하여, 수면시의 호흡을 비접촉, 무자각, 무구속으로 자동계측 가능한 시스템을 개발하였다.

점차 증가하고 있는 독거노인들에게는 떨어져 살고 있지만, 걱정을 많이 하고 있는 가족이나 친척이 있다. 여기서 개발되는 시스템을 인터넷에 접속되도록 발전시킨다면, 따로 살고 있는 가족들이 독거노인의 수면 상태를 자기 집의 컴퓨터에서 원격 감시할 수 있는 방식으로의 활용도 가능할 것이다.

(3) 연구의 목표

영상처리를 이용한 무구속 호흡 감시장치는 수면중의 환자 가슴의 움직임을 카메라 영상으로부터 검출하여, 영상처리 기술에 의해 호흡을 연속적으로 자동 계측하며, 수면중의 몸의 뒤척임이나 잠자리 이탈 등의 동작도 인식하는 것이 가능하도록 하며, 긴급시에 경보를 올릴 수 있는 장치이다. 다음 사항들을 고려하여 호흡감시장치를 개발한다.

- 영상 처리에 의한 무구속, 무자각, 비접촉의 호흡 계측
- 호흡 계측에서 계측 부위 등의 영상처리의 변수들을 최적으로 자동 설정하는 기능
- 환자의 수면 상태를 자동판정 하는 기능
- 무구속, 무자각, 비접촉 계측이므로, 환자가 기기를 의식하지 않고 자연적인 상태로 수면 계측
- 화상처리 변수들의 자동 설정에 의해 오퍼레이터의 조정이나 조작이 없이 장시간의 연속 계측
- 수면중의 호흡 정지의 감지 및 호흡 이외의 몸 움직임을 호흡으로서 계수하지 않도록, 수면 상태를 자동 판정하는 기능

- 설치환경의 변화나 개인 특성의 영향에 대처할 수 있도록 통계적 수법을 도입함으로써
자의적인 가정 이나 조정해야 할 변수들을 최소한으로 억제함
- PC 와 카메라, 프레임 그래버를 사용하여 시스템의 실시간성 확보

(4) 연구의 범위

1차년도(2002) 연구범위

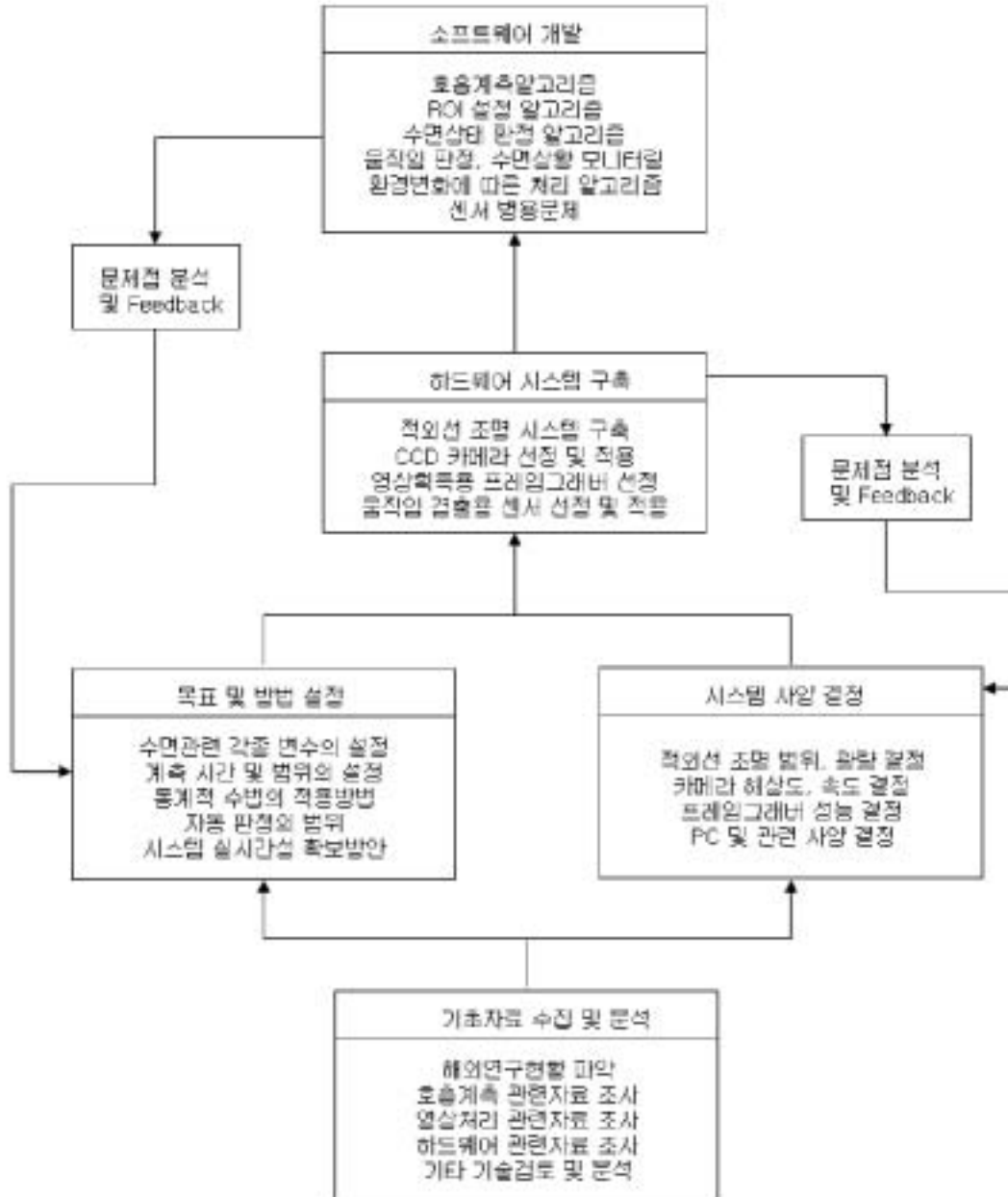
- 시스템 사양의 확정
- 해외 연구 현황 파악
- 호흡 계측 알고리즘
- ROI 설정 알고리즘
- 수면상태 판정 알고리즘

2차년도(2003) 연구범위

- 수면상태 판정 알고리즘
- 수면 중 몸의 움직임에 따른 계측 문제
- 센서를 이용한 수면 상태 모니터링
- 이불의 재질, 색상 등에 따른 데이터 처리

(5) 연차별 연구추진체계 및 추진계획

1) 연구추진체계



2) 연차별 연구추진계획

연구개발 추진내용	연구개발 단계(연차)	
	1차년도	2차년도
- 해외 연구 현황 파악	→	
- 시스템 사양의 확정	→	
- 하드웨어 시스템 구축	→	
- 호흡 계측 알고리즘	→	
- ROI 설정 알고리즘	→	
- 수면상태 판정 알고리즘	→	
- 수면상태 판정 알고리즘 개선		→
-수면 중 몸의 움직임에 따른 계측 문제		→
- 센서를 이용한 수면 상황 모니터링		→
- 이불의 재질, 색상 등에 따른 데이터처리		→
- 조명과 영상 데이터 처리 관계		→
-시스템 완료, 보고서 작성 등		→

1.2 총괄연구개발과제의 목표달성도

- 1) 동영상 처리에 의한 무구속, 무자각, 비접촉의 호흡 계측
 - 목표달성도 : 100%
- 2) 호흡 계측에서 계측 부위 등의 화상처리의 변수들을 최적으로 자동 설정하는 기능
 - 목표달성도 : 100%
- 3) 환자의 수면 상태를 자동 판정하는 기능
 - 목표달성도 : 96%
- 4) 영상처리 변수들의 자동 설정에 의해 오퍼레이터의 조정이나 조작이 없이 장시간의 연속 계측하는 기능
 - 목표달성도 : 100%
- 5) 수면 중 호흡 정지의 감지 및 호흡 이외의 몸 움직임을 호흡으로서 계수하지 않도록, 수면 상태를 자동 판정하는 기능
 - 목표달성도 : 92%
- 6) 설치환경의 변화나 개인 특성의 영향에 대처할 수 있도록 통계적 수법을 도입함으로써 자의적인 가정이나 조정해야 할 변수들을 최소화하는 기능
 - 목표달성도 : 100%
- 7) PC와 카메라, 프레임 그래버를 사용하여 시스템의 실시간성 확보
 - 목표달성도 : 100%

2. 총괄연구개발과제의 최종 연구개발 내용 및 결과

2.1 연구 내용

(1) 호흡감시 장치에 관한 자료조사

수면은 인간 생활의 1/3을 차지하고 있는 부분으로서 생활수준의 향상과 함께 건강에 대한 관심이 증가하면서 수면 중 발생할 수 있는 수면장애에 대해 관심을 갖기 시작했다. 혼자 사는 노인의 경우 수면 중 발생할 수 있는 수면장애에 대한 질병이나 부상에 대해 위험성이 높다. 이러한 수면 장애에는 수면 무호흡 증후군(sleep apnea syndrome), 유아 돌연사 증후군(sudden death syndrome), 주기적 사지 운동 증후군(periodic leg movement syndrome), 불면증(insomnia), 기면증(narcolepsy)등이 있다. 특히 수면 무호흡 증후군은 수면장애 중 가장 흔히 볼 수 있는 질환으로 수면 중 호흡 중단이 반복적으로 나타나는 경우 전체 인구의 4% , 중년 남자의 9% , 중년 여성의 4% 에서 동반되며 노년에서는 남녀의 차이 없이 약 40% 에서 관찰할 수 있다. 야간의 수면 부족으로 인한 주간 과도한 졸음 때문에 사회생활에 심각한 영향을 주게 된다. 또한 무호흡으로 인한 동맥혈 내 산소 포화도 감소는 고혈압, 부정맥 뿐만 아니라 수면중에 심장마비, 돌연사 등의 결과를 발생할 수 있다.



그림 1. 수면다원화검사를 이용한 호흡감시

수면 장애를 진단하는 방법으로 그림 1과 같은 수면다원검사가 사용되고 있다. 이 검사는 수면 중 발생하는 장애를 판단하기 위해 근전도, 심전도, 안전도, 혈압, 호흡, 산소포화도, 사지 운동, 기관지음, 코골음 등을 측정하여 의사가 종합적으로 수집된 생체 신호를 바탕으로 수면 무호흡의 유무를 판단하게 된다. 이러한 수면다원검사 방식은 여러 가지 생체 정보를 얻기 위해 다양한 센서를 몸에 부착하기 때문에 환자가 거부감을 느낄 수 있으며 수면에 불편함을 초래할 수 있다. 또한 검사를 받기 위해 계측장비가 있는 병원에서만 검사를 받을 수 있는 단점이 있다. 현재 이러한 단점을 보완하기 위해 생체신호의 종류를 줄여 환자의 불편함을 최소화하고 계측된 신호를 바탕으로 자동으로 수면 무호흡을 진단할 수 있는 연구가 이루어지고 있다.



그림 2. Respiratory Transducer를 이용한 호흡감시

그림 2와 같이 환자 가슴과 배에 센서를 부착해서 호흡상태를 감시하는 연구의 경우 전도성섬유로 되어 있는 밴드를 이용해서 호흡 시 발생하는 복부와 가슴의 움직임을 검출한다. 이 시스템은 환자가 자유롭게 이동이 가능하고 폐쇄성 무호흡증, 중추성 무호흡증을 판단할 수 있다. 하지만 환자가 수면 중 의식이 없는 상태에서 센서를 제거하거나 심리적인 부담이 작용할 수 있다.



그림 3. Sensor Pillow 를 이용한 호흡 감시

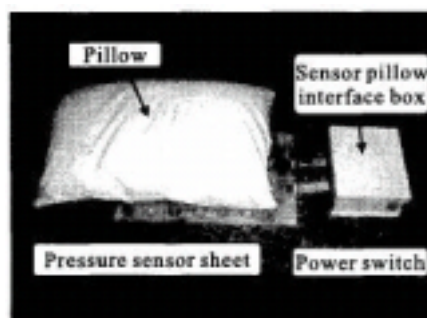


그림 4. 압력센서를 이용한 호흡감시

이러한 단점을 보완하기 위해 그림3과 그림4와 같이 환자가 수면을 취하는 침대나 베개에 압력센서를 부착하여 환자의 호흡이나 몸의 움직임을 감시하는 시스템이 있다. 이 시스템은

환자 몸에 센서의 부착없이 주위 물건에 센서를 부착하여 무구속으로 환자의 호흡 및 몸의 움직임을 감시할 수 있다. 하지만 압력센서를 부착한 침대나 베개를 사용하기 때문에 일반적인 가정에서 사용하기에는 어려움이 있다.

다른 방법으로 CCD 카메라를 사용하여 환자의 호흡을 감시하는 시스템이다. 이 방법은 호흡시 움직이는 흉부의 움직임을 계측해서 호흡상태를 감시하는 방법으로 계측영역을 수동으로 설정하기 때문에 장시간 계측에 어려움이 있고 실험에 의한 계측의 정확도가 떨어져서 실용화에는 어려움이 있다.

이밖에도 마이크로폰을 이용하여 호흡을 감시하는 연구도 이루어지고 있다. 환자가 수면을 취하는 장소에 마이크로폰을 설치, 환자가 호흡할 때 발생하는 소리를 분석하여 호흡계측을 한다. 이 시스템은 주위의 잡음에 취약하다는 단점이 있다.

표 1은 기존 기술방식들의 장단점 비교, 분석한 것이다.

호흡감시 장치	구 성	장 점	단 점
수면다원화검사를 이용한 호흡감시	<ul style="list-style-type: none"> • 접촉형 센서 사용 • 심전도, 호흡, 뇌파 등의 생체신호 동시 계측 	<ul style="list-style-type: none"> • 호흡에 관련된 정확한 정보를 얻음 	<ul style="list-style-type: none"> • 몸의 부착된 센서로 인해 환자가 불편함을 호소 • 오퍼레이터가 밤새 감시 필요
Respiratory Transducer를 이용한 호흡감시	<ul style="list-style-type: none"> • 가슴과 복부에 Respiratory Transducers를 부착해서 호흡상태를 감시 	<ul style="list-style-type: none"> • 휴대용 장치로 환자가 자유롭게 움직일 수 있다. 	<ul style="list-style-type: none"> • 환자가 수면중에 무의식적으로 센서를 제거할 수 있고 심리적인 부담으로 작용
압력센서를 이용한 호흡감시	<ul style="list-style-type: none"> • 침대에 압력센서를 부착해서 호흡감시 	<ul style="list-style-type: none"> • 무구속, 무자각으로 환자의 호흡상태를 감시 	<ul style="list-style-type: none"> • 시스템의 설치가 어려움
Sensor Pillow 를 이용한 호흡 감시	<ul style="list-style-type: none"> • 베개에 압력센서를 부착해서 호흡감시 	<ul style="list-style-type: none"> • 환자의 직접적인 접촉없이 압력센서를 사용해서 호흡감시 	<ul style="list-style-type: none"> • 안정된 신호 획득의 어려움

표 1. 기존 기술방식들의 장단점 비교

(2) 무구속 호흡감시 장치개발을 위한 기초 연구

1) CCD 카메라 선정

CCD 카메라를 사용하여 가정에서도 쉽게 환자의 호흡상태를 검출하기 위해서는 저가이면서도 충분한 해상도를 얻을 수 있고, 또한 적외선 영역에서도 상당한 감도를 갖는 것이 필요하다. 이에 대해서는 연구결과 편에 그 내용을 수록하였다.

2) 적외선 조명

정확한 영상획득과 조명에 따른 환자의 불편함을 최소화하기 위해서는 적외선 조명을 이용하여 취침시 필요한 조명강도를 유지해야 된다. 1년차도에서 백열전등을 사용하여 실험을 실시하였고 2년차도에서 자체 제작한 적외선 조명을 백열등과 같이 사용하여 실험을 실시하였다.

3) 수면자세

환자의 몸에 별도의 센서 부착 없이 CCD 카메라를 이용하여 환자의 호흡상태를 감시하는 시스템이기 때문에 환자가 어떠한 자세를 취할 경우에도 호흡감시가 가능해야한다. 본 연구에서는 이를 위해 수면자세를 6가지로 분류하여 실험을 실시하였다.

(3) 무구속 호흡감시 시스템 개발

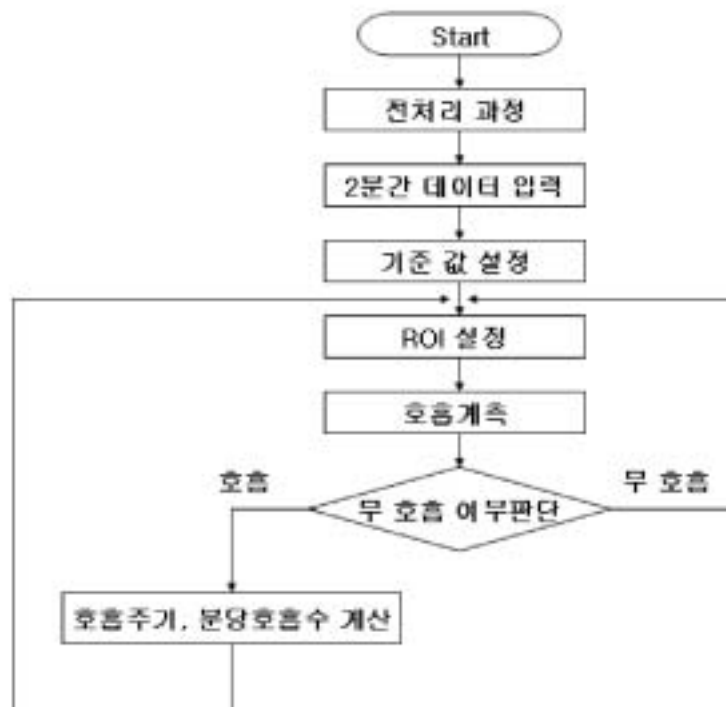


그림 5. 호흡계측 알고리즘

영상처리를 이용한 무구속 호흡감시장치는 PC, 프레임 그래버, CCD 카메라로 구성되며 영상처리는 모두 PC 상의 소프트웨어로 구성하였다. 그림 5와 같이 시스템이 동작되면 전처리과정을 통해 호흡계측에 필요한 영상을 얻는다. 최초 2분 동안에는 무호흡 여부와 활동여부를 판단할 수 있는 기준값을 설정한다. ROI(region of interest)설정 단계에서는 호흡계측을 위한 관심영역을 설정하게 된다. 호흡계측 단계에서는 ROI내의 환자의 호흡 파형이 계측된다. 무호흡 여부 판단 단계에서는 환자의 무호흡 상태가 판정되고, 정상적인 호흡으로 판정되면 호흡주기 및 분당 호흡수를 계산한다. 무호흡으로 판정될 경우에는 바로 ROI 설정단계로 돌아간다.

1) 호흡계측 방법

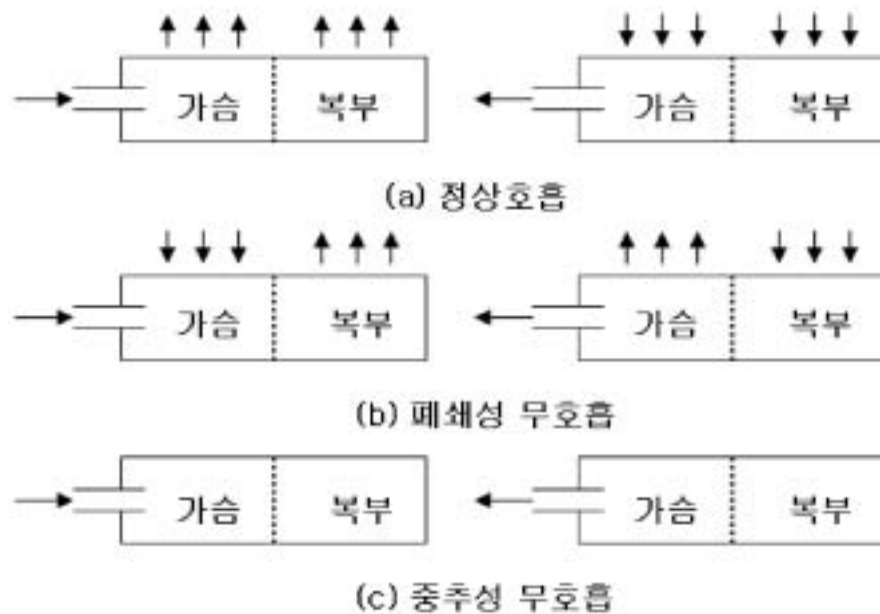


그림 6. 호흡운동

폐에는 근육이 없어서 스스로 수축 운동을 할 수 없기 때문에 늑골과 횡격막의 상하운동에 의해 수동적으로 호흡을 한다. 늑골이 위로 올라가고 횡격막이 밑으로 내려오면 흉강이 넓어지면서 폐가 부풀어서 공기가 외부로부터 폐로 들어온다. 이때 그림 6(a)과 같이 폐가 부풀어오르면서 가슴과 복부가 같은 방향으로 위로 움직이게 된다. 반대로 늑골이 아래로 내려가고 횡격막이 위로 올라가면 흉강이 좁아지면서 폐가 수축되어 공기가 폐에서 외부로 나가게 된다. 가슴과 복부는 수축된 폐로 인해 아래로 움직이게 된다. 수면 장애의 대표적인 질환인 수면 무호흡증의 경우 중추성 무호흡증, 폐쇄성 무호흡증, 혼합성 무호흡증으로 나뉘어진다. 중추성 무호흡증은 가슴이나 복부의 호흡운동이 없어 입이나 코로 공기의 출입이 없는 경우로 그림 6(b)과 같이 가슴과 복부의 움직임이 없다. 폐쇄성 무호흡증은 코나 입을 통한 공기의 출입은 없어도 가슴이나 복부의 호흡운동은 있는 것으로 그림 6(c)과 같이 호흡시 가슴과 복부의 반대로 움직인다. 혼합성 무호흡증은 위의 두 경우가 함께 나타나는 경우이다. 이러한 호흡에 의한 가슴과 복부의 움직임을 인해 호흡계측이 가능하고 동시에 중

추정 무호흡을 판단할 수 있다.

2) 관심영역(ROI) 자동 설정

수면 중에 몸을 뒤척이거나, 잠이 깨어 화장실에 가는 것 등으로 인한 영상 데이터의 큰 변화는 수면 호흡감시에서 피할 수 없는 문제이다. 특히 고령자에게서는 야간에 잠을 깨는 경우가 많다는 보고도 있다.

따라서 초기 설정 및 계측 불능의 상태에서부터도 오퍼레이터의 조작이 없이 복귀하기 위해, 항상 최적인 호흡 계측 부위를 자동으로 설정할 수 있는 기능이 필수적이다. 본 연구에서 자동으로 호흡계측하는 부위에 ROI를 설정하고 환자의 움직임에 따라서 ROI도 같이 움직이도록 시스템을 설계하였다.

3) 수면 상태 판정

수면 상태 판정에서는 수면중의 호흡정지를 검출하는 것을 목적으로 시스템을 구성하도록 했다. 동시에 계측된 영상변화가 호흡에 기인하는가 아닌가를 판별하여 호흡 이외의 몸 움직임은 호흡계측이 안되도록 시스템을 설계하였다.

본 시스템에서는 호흡상태뿐만 아니라 환자의 몸 뒤척임 등의 움직임이나 잠자리 이탈 등의 소재 변화를 대상으로 수면상태를 분류하여 판정하도록 하였다.

4) 사용자 인터페이스

사용자가 호흡계측을 하기 전에 필요한 값을 설정하고 호흡 계측된 정보를 실시간으로 확인이 가능하도록 인터페이스를 개발하였다.

2.2 연구 결과

(1) 무구속 호흡감시 장치개발을 위한 기초 연구

1) CCD 카메라 선정

호흡시 발생하는 흉부의 움직임을 검출하는데 충분한 정도의 해상도를 가지면서 비교적 저렴한 CCD 카메라를 선정하였다.

또한 수면 중에 발생하는 상황을 관측하기 때문에 적외선 조명 아래에서도 화질에 문제가 없어야 된다. 따라서 적용하고자 하는 CCD 카메라의 파장별 감도 특성이 상당히 중요한 요소로 작용하게 된다. 본 과제에서는 그림 7과 같은 Pulnix사의 TM-200 CCD 카메라를 사용하였다.



그림 7. Pulnix사의 TM-200

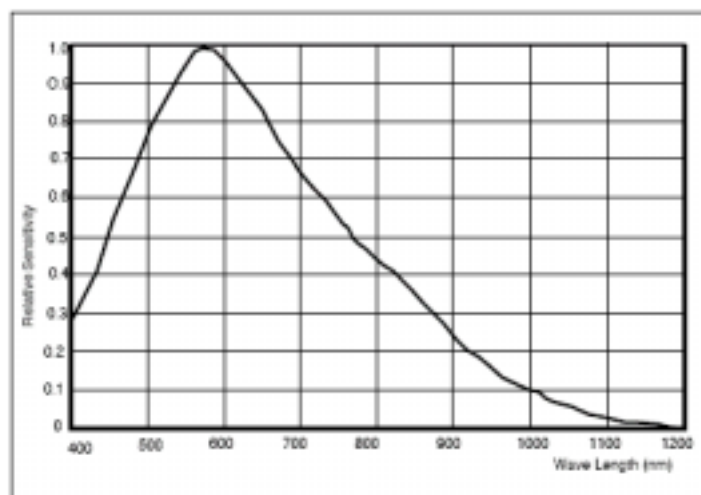


그림 8. CCD 카메라의 파장별 감도 특성

그림 8은 이 카메라의 파장별 감도특성을 보여준다. 최대 감도는 580nm 근처에서 얻어지

며 700nm 이상의 적외선 영역에서도 상당한 감도를 유지하는 것을 알 수 있었다. 따라서 적외선조명하에도 뚜렷한 화질저하가 없는 양질의 영상을 얻을 수 있었다.

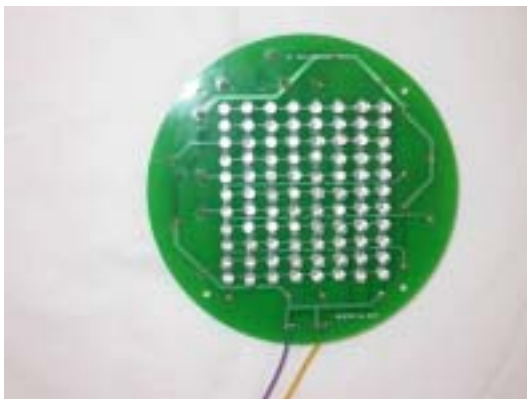
2) 적외선 조명 제작

환자에게서 SNR비가 높은 호흡 파형을 얻기 위해서 일정수준의 조명이 필요하다. 본 연구에서는 1차년도에는 백열전등을 이용하였고, 2차년도에는 자체 제작한 적외선 조명을 사용하였다. 수면을 취할 때 사람이 가장 편하게 느낄 수 있는 조명강도(5~20Lux)를 유지하고, 카메라의 파장별 감도 특성에 맞게 적외선조명에 들어갈 LED를 선정하였다. 이러한 요소들을 감안하여 본 과제에서 선택한 적외선 LED는 표 2와 같은 사양을 지니고 있다.

구성물질	G a A l A s
최대출력(P)	150m W
출력광파장	850nm
순방향전류	50m A
동작온도	-25°C ~ 85°C
조사각도	±25°

표 2. OPE5685 사양

그림 9는 위의 적외선 LED가 부착된 적외선 조명이다.



(a) 전면부



(b) 후면부

그림 9. 적외선 조명



(a)

(b)

그림 10. (a) 적외선 조명이 없을 경우 (b) 적외선 조명이 있을 경우

그림 10과 같이 적외선 조명을 사용하지 않을 경우 영상에 노이즈가 많이 발생해서 호흡 계측에 필요한 영상을 얻지 못했다. 적외선 조명을 사용할 경우 야간에도 호흡 계측에 필요한 영상을 얻을 수 있었다.

3) 수면자세

수면 시 취하는 자세에 따라 호흡계측 여부를 알기 위해 본 연구에서는 그림 11과 같이 영국의 수면의학연구소가 밝힌 6가지 수면 자세를 바탕으로 실험을 실시하였다.



그림 11. 수면 시 취하는 자세

- ▲태아형 : 옆으로 누워 허리를 구부리고 무릎을 당기는 형태
- ▲통나무형 : 두 팔을 내린 채 옆으로 누워 자는 형태
- ▲갈망형 : 옆으로 누워 두 팔을 앞으로 향하고 자는 형태.
- ▲군인형 : 차려 자세로 하늘을 보고 바로 누운 자세로 자는 형태
- ▲자유낙하형 : 엎드린 채 고개를 옆으로 향하고 두 팔로 베개를 감싸는 자세로 자는 형태
- ▲불가사리형 : 똑바로 누워 두 팔을 머리 위로 향하는 자세로 자는 형태

(2) 무구속 호흡감시 시스템 개발

1) 시스템 구성요소

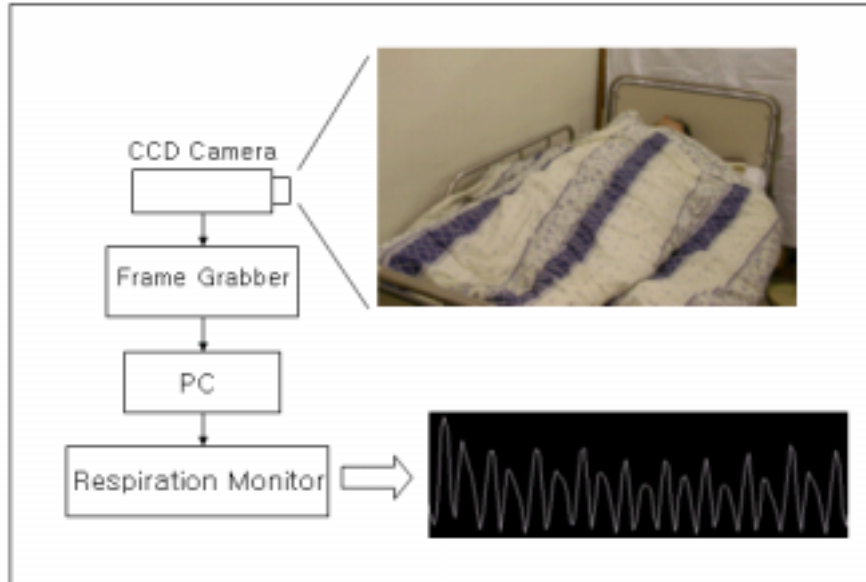


그림 12. 시스템 구성도

그림 12와 같이 환자가 침대에 누워있는 상태에서 환자를 감시할 수 있도록 CCD 카메라를 설치하였다. 조명은 자체 제작한 적외선 적외선조명과 간접등을 사용해서 4 Lux의 밝기를 유지했다. CCD 카메라는 Pulnix사의 TM-200을 사용했고 들어온 영상을 PC로 보내주는 프레임그래버는 National Instrument사의 PCI-1409를 사용했다. PC는 Pentium IV - 550MHz로서 윈도우즈 2000환경에서 운영된다. 영상처리용 소프트웨어는 Labview 6.1을 사용했다. 프레임그래버는 256그레이 레벨의 400×340 화소의 크기로 이루어진 영상을 1초에 5프레임씩 획득하여 처리한다.

-프레임 그래버



그림 13. National Instruments사의 NI PCI-1409

프레임 그래버는 그림 13의 National Instruments사의 NI PCI-1409를 사용하였다. 사양은 다음과 같다.

- Up to 4 standard or nonstandard video sources
- 8 or 10-bit digitization
- Compatible with double-speed 60 frames/s progressive scan cameras
- Interlaced/noninterlaced acquisition
- Analog area and line-scan capabilities
- Unlimited acquisition window size with 16MB of onboard memory
- Triggering
 - 4 external triggers/digital I/O lines
 - 4 digital outputs for camera control RTSI bus for synchronization with DAQ and motion
- Operation Systems
 - Windows 2000/NT/XP/Me/9e
- Software
 - LabVIEW
 - Measurement Studio
 - Vision Development Module
 - MAQ Vision
 - NIVision Builder
 - C/C++

2) 전처리 과정

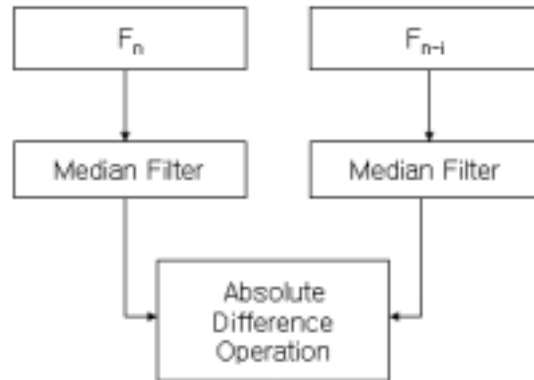


그림 14. 전처리 과정

그림 14는 전처리 과정을 보여주고 있다. 전처리과정은 호흡계측을 하기 전에 필요한 영상처리를 하는 부분이다. 카메라에서 얻어지는 영상을 기초로 하기 때문에 얻어지는 영상의 질에 따라 판정 결과에 큰 영향을 받는다. 영상의 질을 개선하기 위해 3×3 마스크를 이용한 메디안 필터를 사용하여 어두운 조명으로 인해 CCD 카메라에서 발생하는 잡음을 제거한다.

카메라에서 얻은 영상에서 호흡량을 계측하기 위해서는 현재 입력되는 영상과 몇 프레임 이전 영상과의 절대값 차연산을 한다. 절대값 차연산 시 프레임간의 간격은 화상변화량을 크게 취하기 위해서 일반적인 호흡주기 T (3초)의 1/4간격으로 설정하였다.

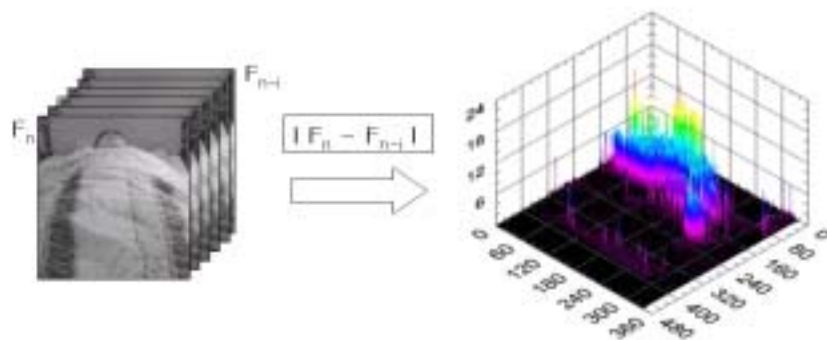
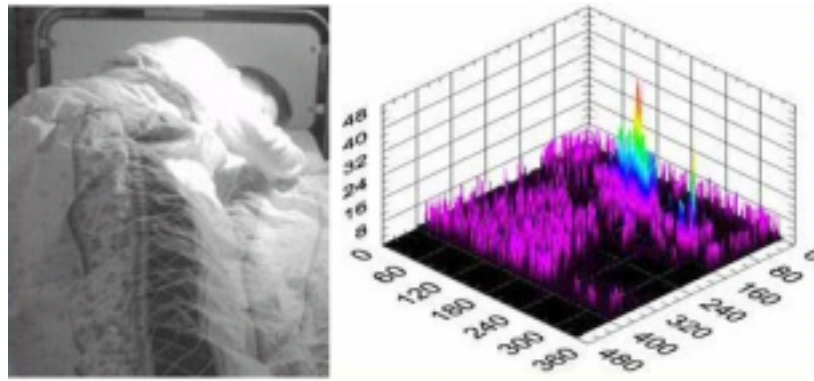


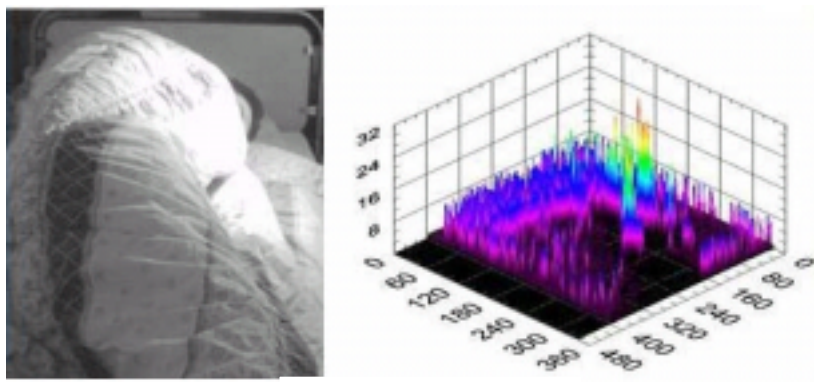
그림 15. 절대값 차연산

그림 15와 같이 현재 입력되는 영상과 몇 프레임 이전 영상과의 절대값 차연산을 하면 픽셀들의 변화를 검출할 수 있는데 가슴과 복부 부위에서 특히 큰 변화가 발생한다. 이것은 호흡시 가슴과 복부의 움직임에 의한 결과이다.

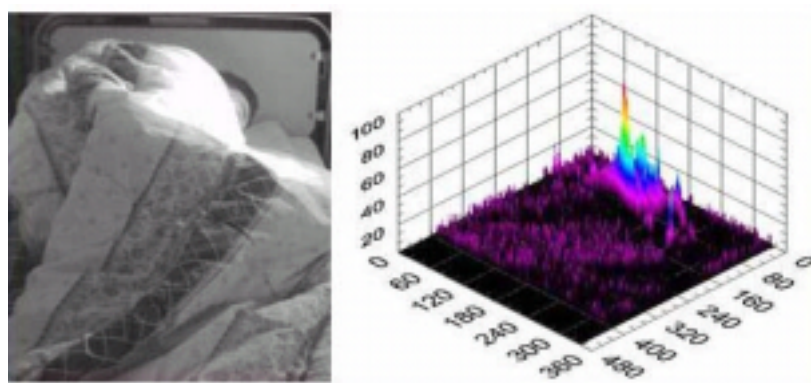
그림 16은 현재영상과 이전영상과의 절대값 차연산을 통해서 얻은 영상을 각 자세에 따라 분류한 것이다. 수면자세를 갈망형, 태아형, 불가사리형, 통나무형, 군인형, 자유낙하형의 총 6가지로 분류하여 실험을 한 결과 각 자세에서 가슴과 복부 부위에서 특히 큰 변화를 관측할 수 있었다.



(a) 갈망형

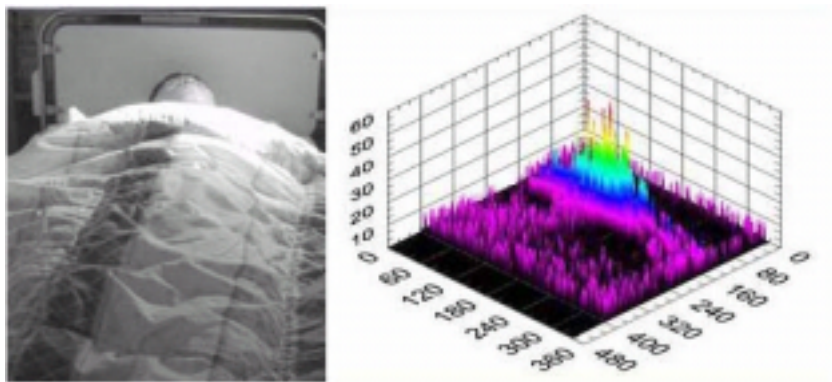


(b) 통나무형

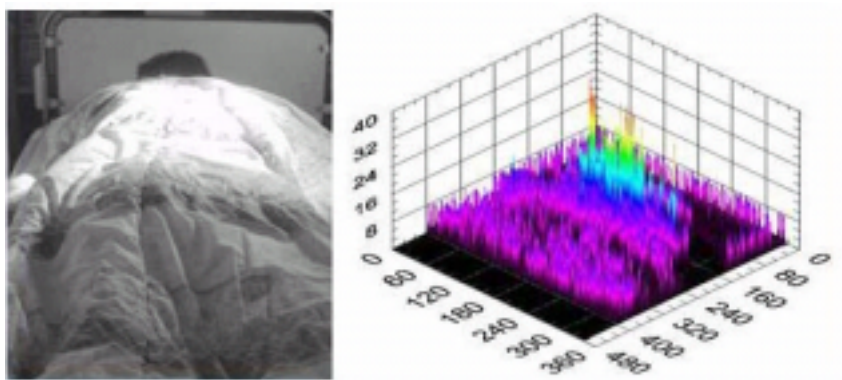


(c) 태아형

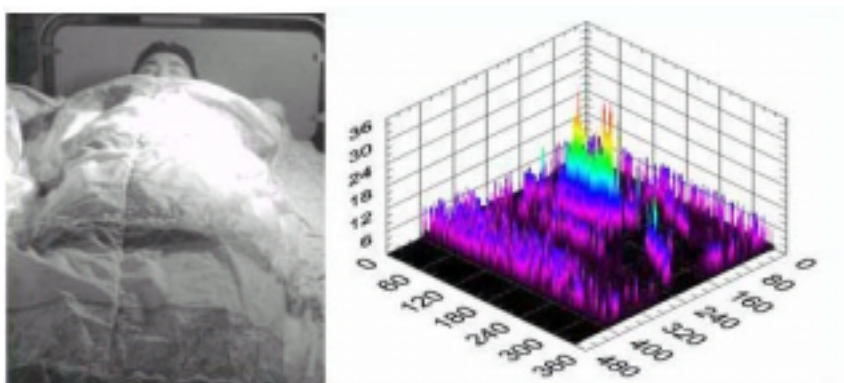
그림 16. 각 수면자세에 따른 화소들의 변화(1/2)



(d) 군인형



(e) 자유낙하형



(f) 불가사리형

그림 16. 각 수면자세에 따른 화소들의 변화(2/2)

3) 관심영역(ROI) 자동 설정

수면 중 몸을 뒤척이거나, 화장실에 가는 것 등으로 인한 영상 데이터의 큰 변화는 호흡 감시에서 큰 문제점으로 나타난다. 초기 설정 및 계측 불능 상태에서부터 오퍼레이터의 조작이 없이 복귀하기 위해, 항상 최적의 호흡 계측 부위를 자동으로 설정할 수 있는 기능이 필수적이다. 아래 그림과 같이 환자가 안정된 수면상태이고, 외부 영향이 없을 때 호흡계측에 필요한 최적의 ROI 위치는 영상변화가 가장 큰 영역이라는 사실을 알 수 있다.

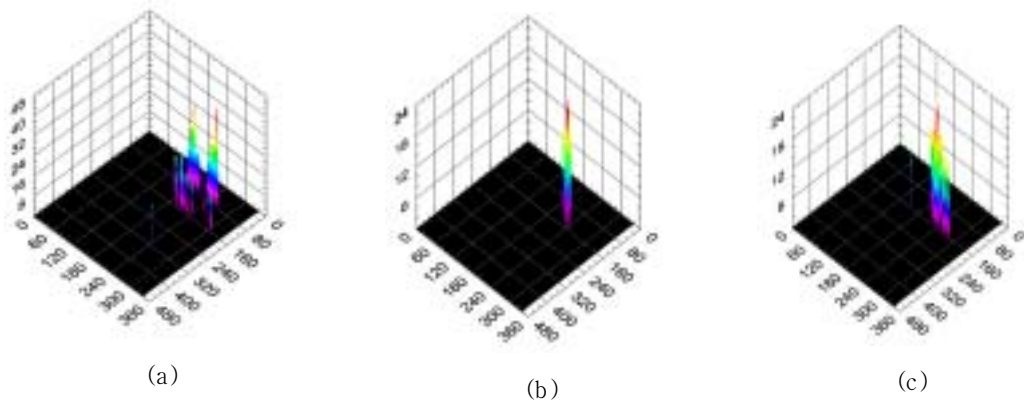


그림 17. 수면중 화소들의 변화

그림17(a)는 정면으로 누워있을때 가슴의 변화를 보여주는 그림이다. 몸 전체에서 가장 변화가 큰 부분은 가슴으로 나타났고 호흡에 따라서 변화의 폭이 달라졌다. 그림17(b)는 옆으로 누워있을때 영상의 변화를 보여주는 그림이다. 그림17(c)는 엎드렸을 때 영상의 변화를 보여주는 그림이다. 위 그림과 같이 환자가 호흡을 할 때 자세에 따라서 화소들의 변화량이 큰 부분이 있다. 본 연구에서는 이런 화소들의 변화를 가지고 실시간으로 변화하는 가슴부위의 위치를 자동으로 추적하기 위해 2가지 방법을 적용하였다. 1차년도에는 무게중심법을 이용하였고 2차년도에는 무게중심법과 투영프로파일(projection profiles)을 적용하여 ROI를 추적하였다.

① 1차년도

- 무게중심법

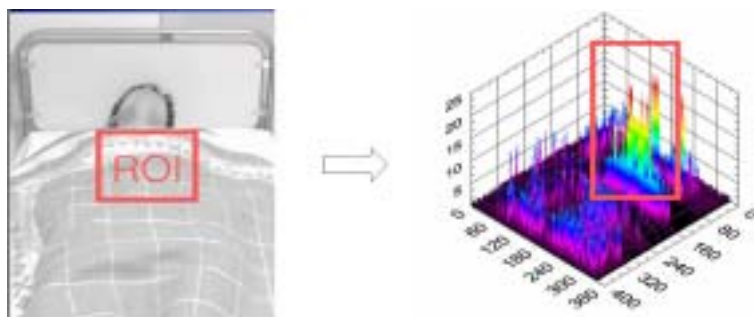


그림 18. ROI 위치 추적

호흡계측에 필요한 최적의 ROI 위치는 그림 18과 같이 영상변화가 가장 큰 영역이라는 사실을 바탕으로 절대값 차 영상에서 무게중심법을 이용하여 ROI 위치를 추적할 수 있도록 했다. 무게 중심법은 영상의 화소값들을 에너지로 보고 에너지의 중심을 찾아서 ROI를 설정하는 것이다. 수면 중 몸이 크게 움직여서 최적의 ROI 위치를 잃어버려도 환자가 안정화 상태에 이르면 무게 중심법을 이용하여 다시 ROI를 찾아 호흡계측을 계속한다.

특정 영역에 있는 화소들의 전체 합을 총에너지(A)라 하고 각 화소에 대한 휘도값을 무게로 정의한다.

총에너지는 식 (1)과 같이 구할 수 있다.

$$A = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n I(i, j) \quad (1)$$

i는 이미지의 x좌표 j는 y좌표를 나타내고 I는 그 좌표에서의 화소값이다. 식(2)와 식(3)같이 각각의 x, y 방향에서 화소의 좌표에 화소값으로 가중치를 주고 평균하면,

$$x_{center} = \frac{\sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^m iI(i, j)}{A} \quad (2)$$

$$y_{center} = \frac{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n jI(i, j)}{A} \quad (3)$$

이 되며, x_{center} , y_{center} 를 중심으로 일정한 크기의 ROI를 정하게 된다. 무게중심법은 간단하면서 처리 속도가 빠르기 때문에 ROI는 고정되어 있지 않고 연속적으로 계산하여 환자의 움직임이 있어도 바로 흉부 위치로 갈 수 있도록 했다. ROI의 크기는 흉부에서 호흡계측이 되기 때문에 영상에서 환자의 흉부의 면적(80 x 80)으로 하였다.

② 2차년도

1차년도에서는 무게중심을 사용하여 ROI를 추적했지만 2차 년도에는 무게중심법과 투영 프로파일을 동시에 적용하여 ROI추적이 가능하도록 했다.

-투영 프로파일(projection profiles)

무게중심법은 움직임이 클 경우와 손과 머리 등이 움직일 경우 제대로 ROI추적이 안되는 문제점이 발생한다. 이런 문제점을 막기 위해 투영 프로파일을 이용하였다. 투영 프로파일 기법은 이미지를 수평과 수직으로 투영하여 우리가 원하는 부분만 분리하여 처리하는 방법이다.

그림 19와 같이 머리, 배, 팔이 움직일 경우 머리부터 팔까지 픽셀들의 변화가 나타나게 된다. 먼저 수평 방향 투영 프로파일(HPP)을 하게 되면 움직임이 있는 부위는 픽셀들의 변화가 크게 나타나게 되면서 전체적으로 움직이는 부분을 분리하게 된다. 호흡에 의한 움직임을 분리하기 위해 수직 방향 투영 프로파일(SPP)을 하게 되면 팔, 다리, 머리, 가슴의 움직이는 부분이 분리가 된다. 분리된 부분을 각각 30초동안 감시해서 정상적인 호흡파형이 나오는 부분을 가슴의 움직임으로 판단한다.

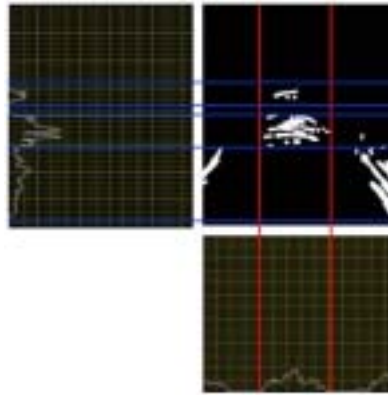


그림 19. 투영 프로파일

- ROI 추적알고리즘 블록도

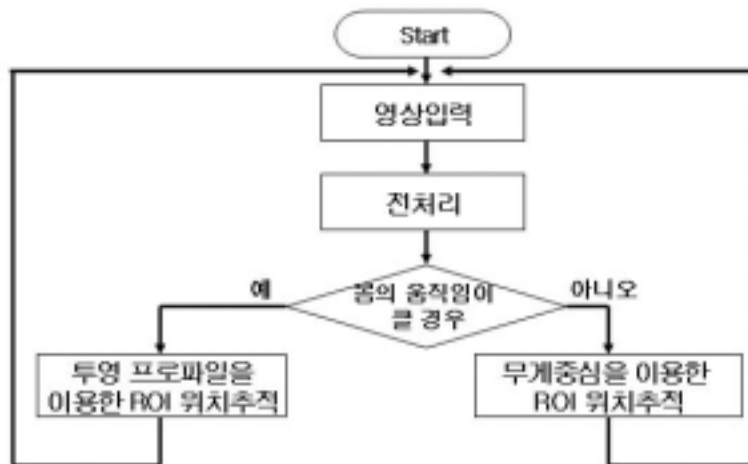


그림 20. ROI 추적 알고리즘 블록도

무계중심법과 투영프로파일을 방법을 병행함으로써 각각의 방법에서의 단점들이 보완되었다. 그림 20과 같이 시스템 시작시 몸의 움직임 변화를 확인하고 변화량이 클 경우에는 투영프로파일을 적용해서 ROI 위치추적을 하고 변화량이 적을 경우에는 무계중심법을 사용해서 ROI를 추적하는 시스템을 구현했다.

그림21과 같이 환자가 똑바로 누운 상태에서 옆으로 이동을 하게 되면 ROI 위치도 자동으로 이동하게 된다.

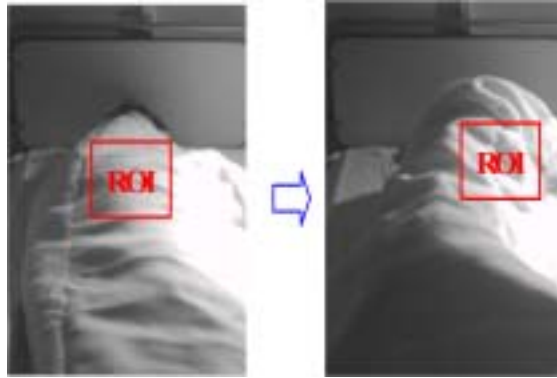


그림 21. 움직임에 따른 ROI 자동추적

4) 호흡계측

호흡계측시 수면 중 몸의 큰 움직임이나 잠자리를 떠나는 등의 상황이 발생할 수 있다. 이 때 영상의 변화량이 급격하게 커지는데 이는 호흡과는 관계없는 것으로 간주하고 영상의 변화량이 호흡에 의한 것이라고 판단될 정도로 작아질 때까지 대기한 후 호흡계측을 지속하게 된다. 호흡에 의한 움직임을 판단하기 위해 식 (4)와 같이 전처리과정을 통해 얻은 영상에 존재하는 모든 화소들을 더해서 판단한다.

$$\alpha_{\min} < \sum_{j=0}^n \sum_{i=0}^m P(i, j) < \alpha_{\max} \quad (4)$$

잡음성분을 고려해서 α_{\min} 을 설정하고 호흡이외의 움직임 즉, 수면 중에 몸을 큰 움직이거나 화장실에 가는 등의 침대를 이탈하는 경우를 고려하여 α_{\max} 를 설정한다. 두 값은 초기 2분간의 데이터를 바탕으로 설정된다. 식 (4)를 만족하지 않는 경우에는 처음 단계부터 다시 실행한다.

호흡 파형을 얻기 위해서는 흉부 화상영역에 설정된 ROI 내에서의 화상변화를 분석하여 환자의 호흡을 관측한다. 본 연구에서는 현재영상과 참조영상 사이의 화소값 차이를 이용 호흡에 따른 흉부의 움직임을 구한다. 전처리과정을 통해 얻은 영상에 설정된 ROI의 범위를 $x_s \leq x \leq x_e$, $y_s \leq y \leq y_e$, (x, y) 에서의 화소값을 $P(x, y)$ 라고 하고 화소의 변화량을 $V(t)$ 라고 하면, 다음과 같은 식(5)을 구할 수 있다.

$$V(t) = \sum_{x=x_s}^{x_e} \sum_{y=y_s}^{y_e} P(x, y) \quad (5)$$

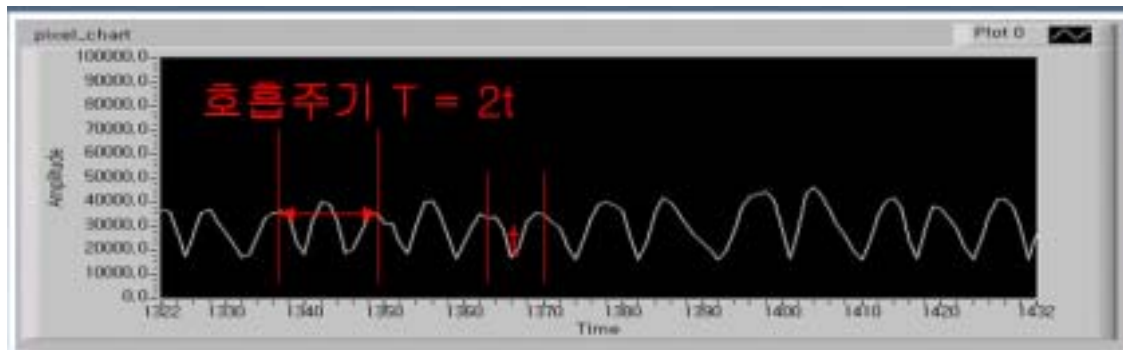


그림 22. 호흡파형

그림 22는 ROI에서 얻은 호흡파형이다. 환자가 호흡을 할 때 들숨과 날숨으로 인해 두 개의 파형이 나타난다. 두 파형사이의 시간을 측정하면 우리가 원하는 호흡주기를 알 수 있다. 정확한 호흡주기를 알기 위해서는 파워스펙트럼 분석을 하게 되는데 그림 23은 호흡파형을 파워스펙트럼 분석한 결과이다. 파워스펙트럼 분석을 통해서 정확한 호흡주파수를 알 수 있다.



그림 23. 호흡파형의 스펙트럼 분포

개발된 시스템을 평가하기 위해서 피실험자를 대상으로 수면다원화 검사를 통해 얻은 분당호흡수와 본 시스템을 통해 얻은 분당호흡수를 비교하였다. 피실험자는 총 10명으로 나이는 27세에서 54세이고 몸무게는 62 ~ 85kg이다.

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	23	21	22	21	21	20	21	21	23	23	19	19
2	18	17	23	22	20	20	21	21	21	21	21	21
3	21	21	22	21	20	19	19	19	22	22	22	22
4	22	21	21	20	22	22	20	20	23	23	20	20
5	21	21	21	21	21	21	22	20	19	19	19	19
평균 에러	1		1		1		0		0		0	

표 3. 호흡률 오류 (피실험자 1)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	22	21	21	21	20	20	22	21	19	18	19	19
2	20	18	19	18	21	19	20	21	20	20	20	20
3	22	21	21	19	22	18	22	20	22	19	20	20
4	19	20	19	18	19	18	20	20	19	18	20	20
5	21	21	20	20	20	19	23	21	23	23	19	19
평균 에러	1		1		1		1		1		0	

표 4. 호흡률 오류 (피실험자 2)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	23	22	22	21	20	19	22	21	21	20	20	19
2	21	21	21	21	19	18	20	20	22	22	22	21
3	22	20	24	24	19	17	20	19	22	22	21	21
4	21	21	22	21	20	20	19	18	20	20	20	20
5	22	21	21	20	21	21	19	18	18	18	21	20
평균 에러	1		1		1		0		0		1	

표 5. 호흡률 오류 (피실험자 3)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	22	22	21	21	23	21	22	21	22	22	21	19
2	23	21	22	21	20	18	21	20	21	21	23	22
3	21	20	23	23	22	20	23	20	23	22	22	22
4	22	22	23	23	20	20	22	21	22	20	22	22
5	22	21	22	20	22	21	21	22	22	22	21	20
평균 에러	1		1		1		1		1		1	

표 6. 호흡률 오류 (피실험자 4)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	21	20	18	18	18	18	21	21	20	20	22	21
2	20	20	18	17	19	17	20	20	21	21	21	21
3	18	07	19	18	19	17	20	19	21	20	19	19
4	19	19	17	17	18	17	18	18	20	20	20	20
5	20	18	20	20	20	20	19	18	19	18	21	20
평균 에러	1		0		1		0		0		0	

표 7. 호흡률 오류 (피실험자 5)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	23	22	22	21	20	19	22	21	21	20	20	19
2	21	21	21	21	19	18	20	20	22	22	22	21
3	22	20	24	24	19	17	20	19	22	22	21	21
4	21	21	22	21	20	20	19	18	20	20	20	20
5	22	21	21	20	21	21	19	18	18	18	21	20
평균 에러	1		1		1		0		0		1	

표 8. 호흡률 오류 (피실험자 6)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	22	21	20	20	20	19	22	22	22	22	22	22
2	20	20	21	21	21	21	22	21	22	21	22	22
3	22	20	21	21	21	20	20	19	21	21	23	23
4	22	21	22	22	19	18	18	18	22	22	21	21
5	19	19	22	22	20	20	20	18	19	19	23	23
평균 에러	1		0		0		1		0		0	

표 9. 호흡률 오류 (피실험자 7)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	21	21	21	20	22	20	21	21	20	20	21	21
2	21	20	22	20	21	20	21	21	21	21	20	20
3	22	22	21	21	22	20	21	21	20	20	20	20
4	21	21	22	21	18	17	20	20	22	22	22	20
5	20	19	22	22	21	20	21	20	21	21	21	21
평균 에러	0		0		1		0		0		0	

표 10. 호흡률 오류 (피실험자 8)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	20	20	22	20	22	20	20	20	21	21	20	20
2	20	20	21	20	21	20	20	20	20	20	21	21
3	21	21	22	21	21	21	21	21	22	22	21	21
4	22	21	21	21	20	20	21	21	21	21	22	22
5	21	19	21	21	21	21	20	20	20	20	22	22
평균 에러	0		0		1		0		0		0	

표 11. 호흡률 오류 (피실험자 9)

횟수	갈망형		통나무형		태아형		군인형		자유낙하형		불가사리형	
	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result	T rue	Result
1	22	21	20	20	20	20	20	20	21	21	21	21
2	22	22	21	21	22	21	23	23	22	21	21	21
3	20	20	22	21	21	20	22	22	21	21	20	20
4	22	21	21	20	19	17	21	21	21	21	21	21
5	21	19	21	20	21	20	22	22	20	21	21	21
평균 에러	1		0		1		0		0		0	

표 12. 호흡률 오류 (피실험자 10)

표3 ~ 12는 피실험자 10명을 대상으로 수면다원화 검사를 통해 얻은 분당호흡수와 본 시스템을 통해 얻은 분당호흡수를 비교한 표이다. True는 수면다원화검사를 통해 얻은 값이고, Result는 본시스템을 통해 얻은 결과값이다. 평균에러는 총 5번의 실험을 실시한 후 True와 Result사이에 발생한 평균에러를 나타낸다. 그 결과 일반적으로 옆으로 누워있는 자세보다는 정면이나 옆드려서 누워 있는 자세에서 정확성이 높게 나왔다. 그 이유는 이들 자세에서 가슴과 복부 부위에서 호흡에 의한 움직임이 가장 크게 나타나고 옷과 이불을 제외하고는 호흡에 의한 움직임을 감소시키는 어떠한 것도 없기 때문이다. 만약 팔이 가슴이나 복부 부위에 있을 경우에는 호흡에 의한 움직임이 감소된다. 또한 옆으로 수면을 취할 경우 이불과 몸 사이의 공간이 많이 생겨서 호흡에 의한 움직임을 감소시킨다.

5) 잠자리 이탈 검출 알고리즘

환자가 침대에서 벗어날 경우에는 호흡이나 기타의 움직임이 감지되지 않으므로 무호흡으로 판정할 우려가 있다. 따라서 환자가 실제로 침대에 있는지의 여부를 알아내는 것이 중요하다. 잠자리 이탈상황이 발생하면 그 때부터 호흡계측을 중단하고 환자가 다시 침대에 들어오면 그 때부터 다시 측정할 수 있도록 시스템을 설계해야된다.

본 연구에서는 잠자리 이탈을 검출하기 위해 1차년도에는 센서를 이용한 하드웨어적 방식을 이용했고 2차년도에는 하드웨어를 사용하지 않고 소프트웨어적으로 검출하도록 했다.

① 1차년도

- 초전센서

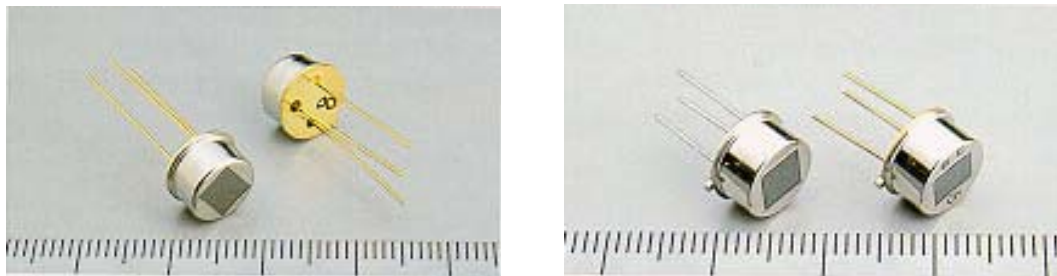


그림 24. 초전센서

그림 24의 초전센서는 인체에서 발생하는 적외선($6.5\mu\text{m} \sim 15\mu\text{m}$)을 검출하여 비접촉식으로 감지하는 센서로서 감지 범위 이내에 들어오는 사람의 움직임을 감시할 수 있다. 이 센서는 원리적으로 미분센서이기 때문에 감지 범위 내에서 움직임이 있는 경우에만 감지가 된다. 초전센서를 스텝 모터에 부착해서 침대를 좌우로 스캔 할 경우 침대에 환자가 있을 경우 몸에서 발생하는 적외선을 검출할 수 있고, 만약 환자가 침대에 없을 경우에는 적외선검출이 안되기 때문에 환자의 침대 이탈 여부를 확인할 수 있었다. 하지만 대기중의 온도차이 때문에 오차가 많이 발생했다.

- Strain Gauge

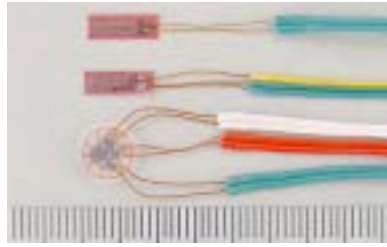


그림 25. Strain Gauge

그림 25의 Strain Gauge는 기계적인 미세한 변화가 전기저항의 변화를 나타내는 센서이다. Strain Gauge를 침대에 매트리스에 부착하여 그림 26과 같이 무게 변화에 따른 저항의 차이를 휘스톤 브리지회로를 이용하여 검출할 수 있었다. 하지만 매트리스가 단단한 경우 정확한 신호를 얻을 수 없었다.

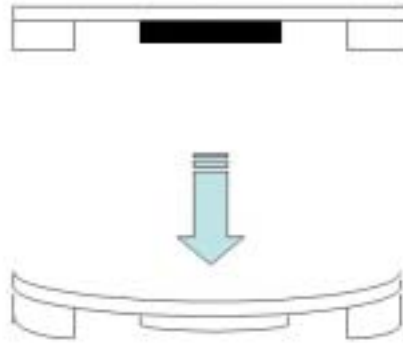


그림 26. Strain Gauge의 침대 부착

② 2차년도

- 소프트웨어적 방법

앞에서 한 연구는 센서와 같은 하드웨어를 이용하여 환자의 침대이탈 여부를 확인하는 방식이었다. 하지만 이 센서들은 주변 여건에 따라서 얻어지는 정보의 오차가 높게 나타났다. 본 연구에서는 하드웨어적인 장치가 없이 소프트웨어적으로 환자의 침대이탈 여부를 확인 할 수 있는 시스템을 개발하였다.

환자가 침대에 이탈하는 행동을 관측할 경우 일정한 패턴으로 행동하게 된다.

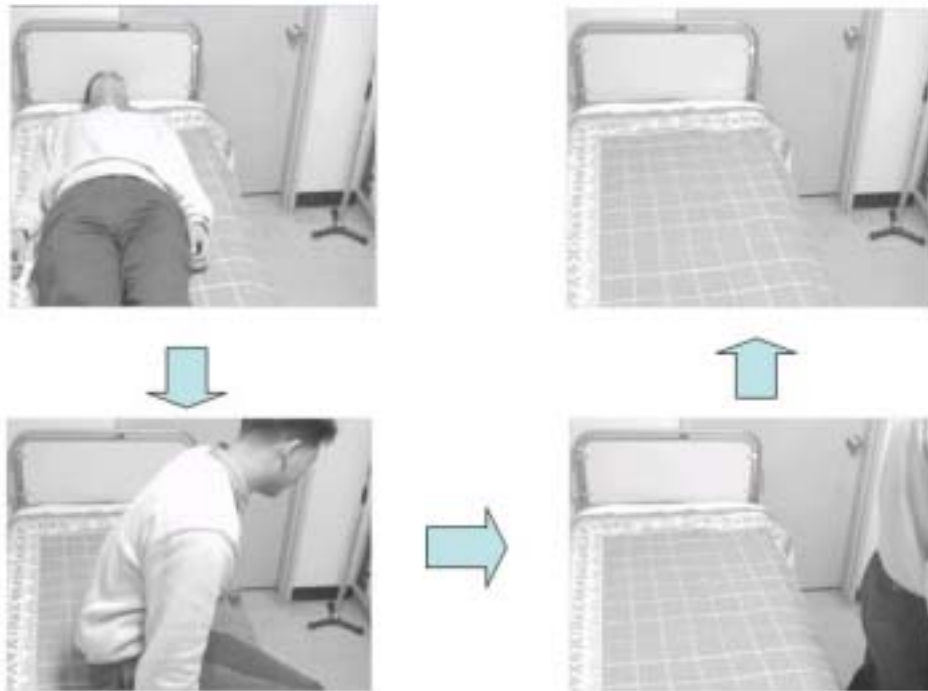


그림 27. 환자가 침대에서 이탈할 경우

그림 27과 같이 환자가 침대에서 이탈할 경우 환자는 침대에서 일어나서 침대 밖으로 이동하게 된다. 이때 환자는 어떤 특정 지점을 통과하게 된다. 즉, 침대 우측을 통해서 밖으로 나가게 되는데 이 지점은 수면중에는 환자의 이동이 없는 지점이다. 우리는 이점에 주목하여 특정지점을 감시해서 환자의 이탈 여부를 확인할 수 있었다.

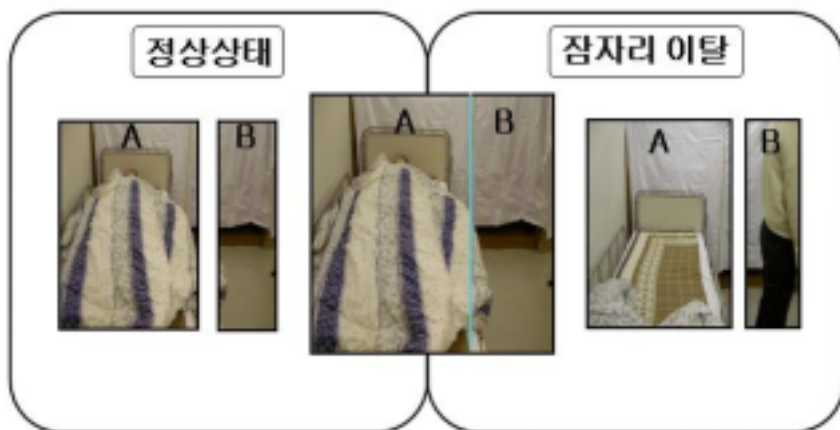


그림 28. 잠자리 이탈 검출

그림 28과 같이 CCD 카메라로 들어온 영상을 두 부분으로 분할한다. 화면 A는 호흡계측이 되는 부분이고 화면B는 환자의 침대 이탈여부를 확인하는 부분이다. 환자가 정상상태일 경우에는 화면 A에서는 호흡이 계측이 되고 화면 B에서는 영상의 변화가 없다. 잠자리 이탈 상황이 발생할 경우 화면 A에서는 호흡계측이 안되고 화면 B에서는 영상의 변화가 생긴

다. 이 때부터는 호흡계측을 중단하고 환자가 다시 침대에 들어올 때까지 대기 상태로 들어간다. 환자가 침대에 들어오면 화면 B에서 움직임 변화가 감지가 되고 잠시 후 화면 A에서는 호흡계측이 되고 화면 B에서는 영상의 변화가 없는 상태로 유지가 될 것이다. 이때부터 다시 호흡계측이 시작된다.

6) 수면 상태 판정

본 시스템에서는 호흡상태뿐만 아니라 환자의 몸 뒤척임 등의 움직임이나 잠자리 이탈 등의 소재 변화를 대상으로 그림 29와 같이 수면상태를 총 5가지로 분류하여 판정한다.



그림 29. 수면상태의 분류

호흡과 비호흡 상태 판정에서 수면 중 몸의 큰 움직임이나 잠자리 이탈등에 의해 얻어지는 영상은 영상변화량에서 현저한 차이가 있기 때문에 이 차이를 이용해서 구분한다. 영상의 변화가 크지 않고 호흡파형이 관측되지 않는 구간이 10초 이상 지속된 경우 호흡정지로 판정한다. 이것은 무호흡 증후군의 판단 척도가 되는 무호흡지수가 시간당 10초 이상 발생한 무호흡 횟수로부터 판정되는 것에 근거한다. 그림 30은 정상호흡중에 무호흡이 발생한 상태이다.

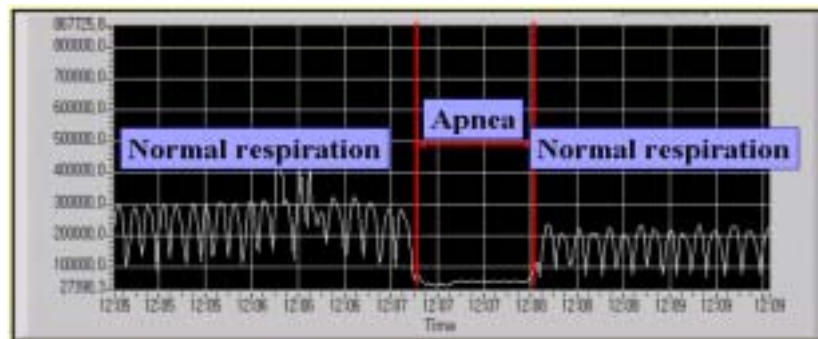


그림 30. 무호흡 판단

호흡상태가 정상인가 아닌가를 판정하는 기준은 측정된 호흡주기가 병리학적으로 보아 정상 범위인가 아닌가(1분간의 호흡수가 5이상 35미만일 경우 정상)이다. 수면중의 몸 움직임은 호흡으로 인한 것이 아니고 몸의 뒤척임에 의한 것이다. 몸의 큰 움직임은 몸을 크게 뒤척이는 등의 자세변화나 침대 내에서의 이동이라는 몸 전체의 움직임이며, 작은 움직임은 손, 발 등의 몸의 일부만을 움직이는 것이다. 몸의 큰 움직임은 호흡과 무관하기 때문에 비호흡으로 처리한다. 잠자리 이탈은 침대를 떠나는 것으로 화장실에 다녀오는 것이나 침대에서 떨어짐 등 카메라 시야 밖으로 이동한 상태를 말한다.

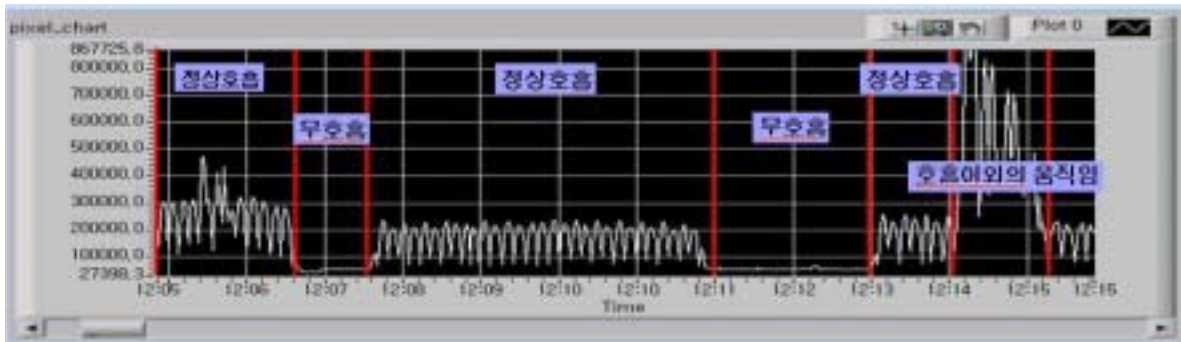


그림 31. 각 상황에 따른 호흡파형

그림 31은 여러 가지 상황에서 측정된 호흡파형이다. 정상호흡일 경우에는 일정한 패턴의 호흡파형이 발생하고 무호흡일 경우에는 호흡파형이 없고 호흡이외의 움직임이 발생할 경우에는 불규칙한 진폭이 큰 파형이 관측이 된다.

시스템의 무호흡 여부 검사 능력을 평가하기 위해 피실험자를 8~10시간 정도의 수면을 취하게 하고 수면다원화검사와 본 시스템을 이용하여 호흡감시를 실시하였다.

성능을 평가하기 위해 무호흡에 관한 정확도와 정상호흡에 관한 정확도를 구하였다. 수면다원화검사를 통해 무호흡으로 판정된 것을 A pnea(A), 정상호흡으로 판정된 것을 N (N or m al), 본 시스템을 통해 무호흡으로 판정된 것을 apnea(a), 정상호흡으로 판정된 것을 n(norm al)라고 한다.

	수면 무호흡으로 검출	정상호흡으로 검출
수면 무호흡	A a	A n
정상	N a	N n

표 13. A a, A n, N a, N n 정의

표 13과 같이 수면 무호흡을 정확하게 검출한 것을 A a, 수면 무호흡 구간을 정상구간으로 검출한 것을 A n, 정상구간을 수면 무호흡 구간으로 검출한 것을 N a, 정상구간을 정상구간으로 검출한 것을 N n로 하여 무호흡에 관한 정확도와 정상호흡에 관한 정확도를 계산하였다. 무호흡에 관한 정확도는 식 (6)와 같이 표현되며, 전체 수면 무호흡에 대한 정확한 수면 무호흡을 검출한 정도를 나타낸다. 정상호흡에 관한 정확도는 식 (7)과 같이 표현되며 전체 정상구간에 대해 정확하게 정상구간을 검출한 정도를 나타낸다.

$$\text{무호흡에 관한 정확도} = \frac{Aa}{Aa + An} \times 100 \quad (6)$$

$$\text{정상호흡에 관한 정확도} = \frac{Nn}{Nn + Na} \times 100 \quad (7)$$

데이터	A a	N a	A n	N n	무호흡	정상호흡	무호흡에 관한 정확도(%)	정상호흡에 관한 정확도(%)
1	101	11	13	299	114	310	88.6	96.4
2	0	0	0	412	0	412	-	100.00
3	44	25	4	337	48	362	91.7	93.1
4	142	9	8	292	150	301	94.7	97.0
5	201	12	14	178	215	190	93.5	93.7
6	0	0	0	406	0	406	-	100
7	49	16	14	368	63	384	77.8	95.8
8	189	12	6	253	195	265	96.9	95.5
9	138	4	5	249	143	253	96.5	93.9
10	239	8	12	213	251	221	95.2	96.4
합계	1103	97	76	3007	1179	3104	91.9	96.2

표 14. 검출결과

표 14는 총 10명의 피실험자를 대상으로 수면시간중 발생한 수면 무호흡 구간을 검출한 결과를 보여주고 있다. 총 4283분의 수면시간중에서 A a는 1103분, N a는 97분, A n은 76분, N n은 3007분으로 나타났고, 평균적으로 무호흡에 관한 정확도는 91.9%, 정상호흡에 관한 정확도는 96.2%의 정확도를 보였다. 피실험자7은 수면 무호흡과 저호흡구간이 발생한 환자로서 77.8%로 낮게 나왔다. 저호흡은 공기의 흐름이 50% 이상 감소하지만 전적으로 멈추지 않는 경우로 알고 느린 호흡을 하게된다. 본 시스템에 경우 저호흡이 발생할 경우 무호흡으로 판정하는 에러가 발생했다. 저호흡이 발생한 피실험자를 제외할 경우 무호흡에 관한 정확도는 93.9% 상승하게 된다.

위 결과로부터 본 연구에서 제안한 호흡감시방법이 무호흡 환자와 정상인을 구분하는데 있어서 우수한 방법임을 알 수 있었다.

⑦ 사용자 인터페이스

사용자 인터페이스는 총 6개로 구성되어 있다.



그림 32. 설정창

최초 설정창에서 시스템이 동작하는데 필요한 값들을 입력을 시킨다.(그림 32)

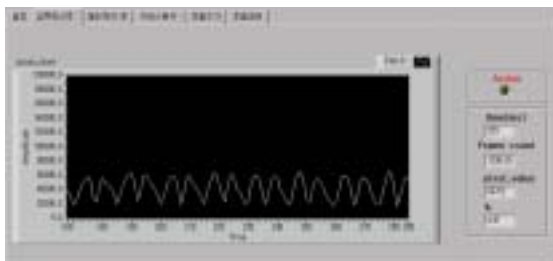


그림 33. 호흡파형

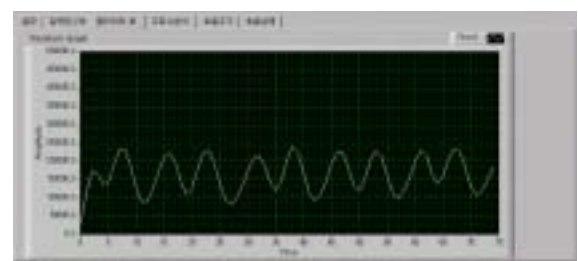


그림 34. 필터링

측정이 시작이 되면 호흡파형창(그림 33)을 통해서 호흡파형이 출력이 되고 좀 더 선명한 파형은 보기 위해서 필터링한 파형을 출력한다.(그림 34)



그림 35. 호흡 스펙트럼



그림 36. 호흡주기

측정된 호흡파형을 가지고 스펙트럼분석을 통해서 호흡파형 주파수가 출력이 된다.(그림 35) 호흡파형 주파수를 가지고 호흡주기를 계산해서 실시간적으로 볼 수 있게 한다.(그림 36).

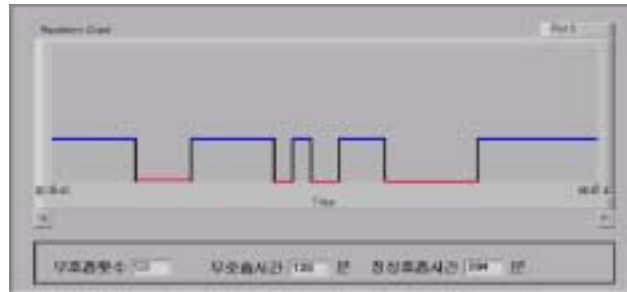


그림 37. 최종출력

그림 37과 같이 최종 출력된 값을 보여주는 창으로서 무호흡이 발생할 경우에는 빨간선(0)으로 표시가 되고 정상호흡이 발생할 경우에는 파란선(1)으로 표시된다.

3. 총괄연구개발과제의 연구결과 고찰 및 결론

본 연구는 비접촉, 무구속으로 호흡상태를 자동으로 감시하는 것을 최종 목표로 하고 있다. 기존의 수면다원검사 방식은 여러 가지 생체 정보를 얻기 위해 다양한 센서를 몸에 부착하기 때문에 환자는 거부감을 느낄 수 있으며 수면에 불편함을 초래할 수 있다. 또한 검사를 받기 위해 계측장비가 있는 병원에서만 검사를 받을 수 있는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 측정해야 하는 생체신호의 종류를 줄여 환자의 불편함을 최소화하고 계측된 신호를 바탕으로 자동으로 수면 무호흡을 진단할 수 있는 연구로 호흡감시 장치를 개발하였다. 연구 결과 평균 96%의 정확성을 보여주고 있어 결과는 만족할만하다. 호흡감시장치로서 저렴한 가격으로 가정에서 사용할 수 있다는 것도 본 과제의 성과중 하나이다.

본 연구는 PC, 프레임 그래버, CCD 카메라로 구성되어 소프트웨어적으로 영상처리를 통해 호흡 계측을 하도록 하였다. 야간에 호흡계측하기 때문에 낮은 조도로 인해 노이즈가 발생하는 부분을 소프트웨어나 하드웨어적으로 해결했다. 자체 제작한 적외선조명과 일반조명을 같이 사용하여 취침중 환자가 가장 편하게 느낄 수 있는 조명인 5~20 Lux의 조명 환경을 유지하고 이때 CCD 카메라에서 프레임 그래버로 들어온 영상을 메디안필터를 이용하여 노이즈를 제거했다.

수면 중 몸을 뒤척이거나, 화장실에 가는 것 등으로 인한 환자의 위치 변화는 호흡계측에서 문제점으로 나타난다. 초기 설정 및 계측 불능 상태에서부터 오퍼레이터의 조작이 없이 장시간 계측하기 위해, 흉부의 위치를 정확히 검출해서 관심영역(ROI)을 설정하는 것이 중요한 요소이다. 본 연구에서는 ROI 설정을 하기 위해 2가지 방식을 이용하여 해결했다. 우선 환자가 일정하게 호흡을 할 경우에는 무게중심법을 이용하여 ROI를 추적하고 환자의 움직임이 커질 경우에는 투영프로파일을 사용하여 ROI를 추적했다.

호흡파형의 정확성을 확인하기 위해 피실험자 10명을 대상으로 수면다원화 검사를 통해 얻은 분당호흡수를 비교한 결과 시스템의 정확성을 확인할 수 있었다.

처리속도를 향상시키기 위해 잠자리 이탈 여부를 센서를 사용하지 않고 환자의 움직임 패턴을 분석하는 방법을 사용하여 판정했다.

시스템의 무호흡 여부 검출 능력을 평가하기 위해 피실험자를 8~10시간 정도의 수면을 취하게 하고 수면다원화검사와 본 시스템을 이용하여 호흡감시를 실시한 결과 평균적으로 96%의 정확성을 보였다. 위 결과로부터 본 연구에서 제안한 호흡감시방법이 무호흡 환자와 정상인을 구분하는데 있어서 우수한 방법임을 알 수 있었다.

본 시스템은 카메라에서부터 얻어지는 영상데이터에 기초하여 이를 처리함으로써 호흡의 상태를 판정하고 있다. 따라서 얻어지는 영상의 질에 따라 판정 결과에 영향을 받을 수 밖에 없다. 침대 주위 혹은 수면 자세 등 여러 가지 환경에 따라서 측정되는 호흡파형에 차이가 발생하고 있다. 차후에 많은 임상실험을 통해 문제를 해결할 수 있을 것이라고 기대한다.

본 연구는 몸에 센서를 부착하지 않고 무구속, 무자각, 비접촉을 통해 장시간 연속계측이 가능하며, 설치환경이나 개인의 특성에 따라 통계적인 방법을 사용하여 자동조절이 가능한 것이 특징이다. 병원이나 노인 홈 등에서 수면 중 호흡 감시장치로서 활용함으로써 수면

중 고령자의 호흡상태를 자동으로 감시할 수 있어 수면 중 사망 사고를 감소시킬 수 있을 것이라고 기대된다. 또한 무호흡 증후군이나 유아 돌연사 증후군 등의 수면장애 감시등에 활용이 가능하다. 여기서 개발되는 시스템을 인터넷에 접속되도록 발전시킨다면, 따로 살고 있는 가족들이 독거노인의 수면 상태를 자기 집의 컴퓨터에서 원격 감시할 수 있는 방식으로의 활용도 가능할 것이다.

4. 총괄연구개발과제의 연구성과

4.1 총괄연구개발과제의 연구결과

종합성과현황							
성과유형				종합성과현황			
				당초계획	현재실적	2년 후 계획	
1. 연구 (학술) 성과	가.연구논문	국외	SCI(E)등재 학술지	건	건	1건	
			SCI(E)비등재 학술지	건	건	건	
		국내	SCI(E)등재 학술지	건	건	1건	
			SCI(E)비등재 학술지	건	건	건	
	나.학술발표		국내	건	3건	건	
			국외	건	건	건	
2. 개발 (산업) 성과	가.지적재산권	국제출원		건	건	건	
		국제등록		건	건	건	
		국내출원		건	건	건	
		국내등록		건	건	건	
	나.제품개발	시제품개발		건	건	건	
		상품화출시		건	건	건	
	다.공정개발	신공정개발		건	건	건	
		기존공정개선		건	건	건	
	라.치료기술개발	신치료기술개발		건	건	건	
		기존치료기술개선		건	건	건	
	마.기술이전 (실시계약체결)	국내		건	건	건	
		국외		건	건	건	
3. 기타 성과	가.연구인재 양성		석사		명	명	2명
			박사		명	명	명
	나.신규고용 창출		석사		명	명	명
			박사		명	명	명
	다.전시· 박람회 참가		국내		건	건	건
			국외		건	건	건
	라.정책활용			건	건	건	
	마.타연구/차기연구에 활용			건	건	건	
	바.언론홍보 및 대국민교육			건	건	건	
	기 타			건	건	건	

4.1.1. 연구(학술)성과

가. 연구논문						
구 분 ※()란에 V표 기재	국외	()	SCI(E)	()	연구자	
	국내	()	비SCI(E)	()		
국문제목						
영문제목						
학술지명	(IF:					
통권,호	권 호	년, 월 월	년 월	Acknowledgemen 기재여부	Yes(), No()	
구 분 ※()란에 V표 기재	국외	()	SCI(E)	()	연구자	
	국내	()	비SCI(E)	()		
국문제목						
영문제목						
학술지명	(IF:					
통권,호	권 호	년, 월 월	년 월	Acknowledgemen 기재여부	Yes(), No()	
구 분 ※()란에 V표 기재	국외	()	SCI(E)	()	연구자	
	국내	()	비SCI(E)	()		
국문제목						
영문제목						
학술지명	(IF:					
통권,호	권 호	년, 월 월	년 월	Acknowledgemen 기재여부	Yes(), No()	

※ 자료양이 많을 경우, 양식을 복사하여 사용할 것.

향후계획						
구 분 ※()란에 V표 기재	국외	()	SCI(E)	()	연구자	허 수 진
	국내	(V)	비SCI(E)	()		
국문제목	무계중심을 이용한 호흡감시에 대한 연구					
영문제목	A Study on Respiration Monitoring using Weight Cen					
학술지명	의공학회지 (IF:					
통권,호	권 호	년, 월 월	년 월	Acknowledgemen 기재여부	Yes(V), No()	

향후계획						
구 분 ※()란에 V표 기재	국외	()	SCI(E)	(V)	연구자	허 수 진
	국내	()	비SCI(E)	()		
국문제목	영상처리를 이용한 무구속 호흡 감시장치					
영문제목	Non-restrained Respiration Monitoring System Based on Image Processing					
학술지명	Computers and Biomedical Research (IF:					
통권,호	권 호	년, 월	년 월	Acknowledgemen 기재여부	Yes(V), No()	

나. 학술발표			
구 분 ※()란에 V표 기재	()1. 국제 학술대회	학술대회명	대한의용생체공학회 춘계학술대회
	(V)2. 국내 학술대회		
인쇄물 명칭	초록집		
년, 월	2003년 5월 17일	통권,호	28권 1호
국명	대한민국	장소	연세대학교 원주캠퍼스
구 분 ※()란에 V표 기재	()1. 국제 학술대회	학술대회명	대한의용생체공학회 추계학술대회
	(V)2. 국내 학술대회		
인쇄물 명칭	초록집		
년, 월	2003년 11월 8일	통권, 호	29권 1호
국명	대한민국	장소	고려대학교
구 분 ※()란에 V표 기재	()1. 국제 학술대회	학술대회명	대한의용생체공학회 춘계학술대회
	(V)2. 국내 학술대회		
인쇄물 명칭	초록집		
년, 월	2004년 5월 8일	통권, 호	30권 1호
국명	대한민국	장소	대구 컨벤션 센터
구 분 ※()란에 V표 기재	()1. 국제 학술대회	학술대회명	
	()2. 국내 학술대회		
인쇄물 명칭			
년, 월		통권, 호	권 호
국명		장소	

※ 자료양이 많을 경우, 양식을 복사하여 사용할 것.

4.1.2. 기타성과

가.연구인재양성(석·박사 배출현황)					
연구원 성명	신길현	성별	남자	학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년
연구원 성명	김인권	성별	남자	학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년
연구원 성명		성별		학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년
연구원 성명		성별		학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년
연구원 성명		성별		학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년
연구원 성명		성별		학교	
학위 논문명					
학위		전공		졸업년도	년

5. 연구개발결과의 파급효과

5.1 기술적 파급효과

연구의 결과로써 기존의 병원에서 사용되고 있는 검사장치를 대신해서 가정에서도 CCD 카메라를 이용한 호흡감시장치로 활용할 수 있게 된다. 호흡계측 부위에 자동으로 ROI(region of interest)을 설정하여 환자가 수면중 자세가 변경되어도 자동으로 호흡계측을 할 수 있도록 했다. 호흡 계측시 필요한 설정값을 설치환경의 변화나 개인 특성의 영향에 대처할 수 있도록 통계적인 방법을 적용하여 자동으로 설정하여 오퍼레이터의 조작없이 장시간의 연속 계측하도록 했다. 또한 획득된 호흡파형을 바탕으로 수면 상태를 판정해서 호흡상태를 볼 수 있다.

5.2 경제적 파급효과

연구의 결과로써 급속한 경제 성장과 의료기술의 발달로 인해 인구의 고령화가 진행됨에 따라 독거노인을 대상으로 실버 산업 분야에서 수익을 올릴 것으로 기대된다. 또한 가족이나 친척들에게는 기존의 많은 비용이 드는 실버타운이나 병원을 대신해서 재택에서도 본 시스템을 사용하므로써 이에 따른 비용절감 효과가 있을 것이다.

5.3 사회적 파급효과

산업구조의 근대화에 따른 인구 이동과 이에 수반되는 가족제도의 붕괴에 의한 동거 부양의 감소와 핵가족화로 인한 가족의 세대별 분화가 추진되고 있는 상황에서 노인 층을 대상으로 하는 이른바 실버산업이 우리 나라에 처음으로 소개된 것은 지난 1980년대 중반이지만 20년이 넘도록 아직도 걸음마 단계를 벗어나지 못하고 있다. 그 중에서 비교적 활발하게 전개되고 있는 분야가 주거 관련산업이다. 지난 1988년 수원의 '유당 마을'이 최초의 유료양로원으로 개원한 이래 꾸준한 증가세이다. 그렇지만 이 시설들은 대부분 입주보증금이 6천만원 이상이고 월 평균 60만원 이상의 생활비를 받고 있는 등 중산층 이상을 겨냥한 것으로서 저소득층 노인이 혜택을 받을 수 있는 시설은 현재로서는 거의 없다 해도 과언이 아니다. 본 시스템을 활용하면 저 비용으로 저소득층 노인에게 복지혜택의 기회를 제공할 수 있을 것이다.

6. 참고문헌

1. 문화식, "수면 무호흡 증후군", 가정의학회지 제19권 제5호 pp186-202, 1998 pp543-538
2. 한성구, 김영환, 최동주, 유빈, 송재훈, 심영수, 김건열, 한용철, "수면 무호흡 증후군 증례 보고", 대한내과학회잡지, 제32권 제4호,
3. Richard Ferber, Richard Millman, Michael Coppel, John Fleetham, "Portable Recording in the Assessment of Obstructive Sleep Apnea" Sleep, Vol 17, No 4, pp378-392, 1994
4. 대한의사협회지, "수면 무호흡 장애에 대한 최근의 치료경향", <http://sleepcenter.hihome.com/medi.htm>
5. 이휘상, 이성훈, 조현상, 남궁기, 한승진, 방승규, "수면무호흡증이 혈압에 미치는 영향", 신경정신의학, Vol 36, No 1, 113-121, 1977
6. JSM illege, et al, "Inductive plethysmography a new respiratory transducer", Journal of Physiol, Vol 267, pp4-5, 1977
7. Yoshifumi Nishida, Toshio Hori, Takashi Suehiro, Shigeoki Hirai, "Sensorized Environment for Self-communication Based on Observation of Daily Human Behavior" IEEE proc. International Conference on Intelligent Robots and Systems. pp1364-1372, 2000
8. Tatsuya Harada, Akiko Skata, Taketoshi Mori, Tomomasa Sato, "Sensor Pillow System: Monitoring Respiration and Body Movement in Sleep", IEEE proc. international Conference on intelligent Robots and Systems, 2000
9. Kazuki Nakajima, Yoshiaki Matsumoto, Toshiyo Tamura, "A Monitor for Posture Changes and Respiration in Bed Using Real Time Image Sequence Analysis", Proceeding of the Annual EMBS International Conference, 2000
10. Hiroaki Nakai, Ken Ishihara, Yoshio Miyake, Mutsumi Watanabe, "Non-restrictive Visual Respiration Monitoring", Pattern Recognition, Proceedings 15th International Conference, 2000
11. Hiroaki Aoki, Yasuhiro Takemura, Kazuhiro Minura, Masato Nakajima, "Development of Non-restrictive Sensing System for Sleeping Person Using Fiber Grating Vision Sensor", International symposium on microelectronics and human science, 2001
12. Yoshifumi Nishida, Toshio Hori, Takashi Suehiro, Shigeoki Hirai, "Monitoring of Breath sound under Daily Environment by Ceiling Dome Microphone.", IEEE con. Man and Cybernetics, pp1822-1829, 2000