

인덕턴스 호흡감시 시스템의 개발

김 덕 원 · 연 동 수* · 김 수 찬

=Abstract=

Development of Respiratory Monitoring System by Inductive Plethysmography

Kim Deok Won, Yeon Dong Soo*, Kim Su Chan

The impedance pneumography which is widely used in monitoring respiration is simple to use and noninvasive, but it is sensitive to motion artifacts and insensitive to detect obstructive apnea. A 3-channel respiratory inductive plethysmography(RIP) developed in this study detects inductance change of the inductance band induced by cross-sectional area change of thorax or abdomen as one breathes. It was confirmed that RIP was less sensitive to various motion artifacts but more sensitive to detection of obstructive apnea than impedance pneumography.

Key words : Respiratory inductive plethysmography. Apnea, Motion artifacts

서 론

임피던스를 이용한 호흡측정법(impedance pneumography)은 ECG 전극을 이용하여 비관혈적으로 장기간 호흡을 감시할 수 있어, 환자의 호흡 감시장치로서 중환자실(intensive care unit) 등에서 널리 사용되고 있다. 그러나 임피던스 방법은 중추신경 마비에 의한 중추 무호흡(central apnea) 감지에는 효과적이거나 기도의 폐쇄에 의한 장애 무호흡(obstructive apnea) 감지에는 효과적이지 못하다¹⁾. 더욱이 이 방법은 몸의 움직임에 의한 잡음에 민감하여 호흡 신호보다 더 큰 잡음이 발생되기도 하여 이러한 잡음에 둔감하고 장애 무호흡 감지에 효과적인 방법의 필요성이 대두되어 왔다.

Respiratory inductive plethysmography(RIP)는 1980년

도 초에 개발되어 성인, 소아, 아동들의 호흡을 비관혈적으로 측정하였는데²⁻⁵⁾, 이 방법은 흉부나 복부에 감은 코일에 의해 유도되는 인덕턴스(磁場)가 호흡에 의해 증감되는 흉부나 복부의 단면적에 비례한다는데 근거를 두고 있다. Upton 등⁶⁾은 조산아 27명을 대상으로 임피던스 방법과 인덕턴스 방법으로 무호흡을 감시한 결과 946개의 무호흡 중 인덕턴스 방법은 27개를, 임피던스 방법은 112개를 감지하지 못하였다고 보고하였고, Brouillette 등¹¹⁾은 인덕턴스 방법이 장애 무호흡을 감지하는데 임피던스 방법에 비해 훨씬 우수하며, cardiac artifact에 의한 잡음도 훨씬 적다고 하였다. Warburton 등⁷⁾은 신생아의 상기도 장애에 의한 호흡 장애 감지에는 임피던스 방법이나, 호흡시 발생하는 몸의 움직임을 공기 mattress에 설치된 압력 센서로 감지하는 air mattress 방법은 부적합하다고 하

연세의대 의용공학교실

Department of Biomedical Engineering Yonsei University College of Medicine

* 연세의대 생리학교실

* Department of Physiology

본 논문은 1994년도 한국학술진흥재단 자유공모과제 연구비 지원으로 이루어졌음.

통신저자: 김덕원, (-) 서울 서대문구 신촌동 134, Tel. (02) 361-5402, Fax. (02) 364-1572

였으며, 무호흡시 자주 발생하는 서맥 (bradycardia)을 감시하는 것이 더 효과적이라고 하였다. 수면중에 원인모를 무호흡으로 사망하는 유아돌발사망 증후군(Sudden Infant Death Syndrome)이 미국의 경우 1000명당 2명꼴이나 되어, 무호흡을 정확히, 그리고 신속하게 감지할 수 있는 RIP의 개발이 시급한 실정이다.

본 연구에서는 RIP와 임피던스 호흡측정기를 개발하여 두 방법을 동시에 성인에 적용하여 중추 무호흡을 모사하기 위한 완전무호흡, 장애 무호흡을 모사하기 위한 Valsalva manuver, 몸의 움직임 등을 행하여 두 방법의 성능을 테스트하고 RIP의 우수성을 확인하였다. 또한 개발된 RIP를 IBM PC에 연결시켜 호흡 파형을 실시간으로 display시키고, 데이터를 저장, 프린트할 수 있도록 소프트웨어를 개발하였으며 10~15초간의 무호흡이 발생할 경우 경보음이 울리게 제작하였다.

RIP 회로

그림 1은 RIP의 블럭선도이고 발진기는 Colpitts 회로로서 발진 주파수는 흉부나 복부의 밴드 인덕턴스와 호흡으로 인한 인덕턴스와의 합에 따라 변화한다. 피검자의 전기적 감전을 방지하고 기기를 보호하기 위해 신호와 전원을 분리(isolation) 하였다. PLL(phase locked loop) 내에 있는 VCO(Voltage Controlled Oscillator)는 발진 주파수에 고정되며, 이 VCO는 발진 주파수에 선형적으로 비례하는 진폭의 직류 신호로 변조하고 이 변조된 신호는 증폭기와 저역필터($f_c = 10 \text{ Hz}$)를 거쳐 A/D 변환되어 컴퓨터로 입력된다. 인덕턴스 밴드는 탄력 밴드에 코일을 감아 실로 고정하였고 인덕턴스는 $3\mu\text{H}$ 가 되도록 조정하였다.

그림 2는 Colpitts 발진기와 분리 회로이다. 출력 파형의 주파수는 밴드의 인덕턴스에 의해 결정되고 BJT Colpitts 발진기는 정현파를 발생시키며 발진 주파수는 LC 탱크 회로의 공진 주파수에 의해 결정된다. 인덕턴스 밴드가

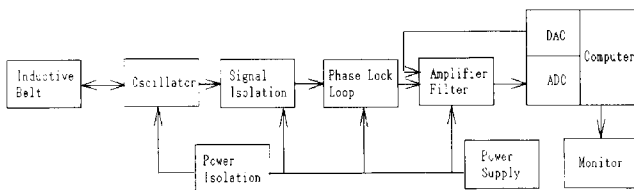


그림 1. RIP의 시스템 흐름도
Fig. 1. Block diagram of RIP

삽입된 탱크 회로에서의 uncoupled 출력 주파수(f_0)는 다음과 같다⁸⁾.

$$f_0 = \frac{1}{2\sqrt{L}} \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2 L_{band}} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

위 식에서 주파수는 밴드의 인덕턴스(L_{band})의 제곱근에 역비례하지만 인덕턴스의 변화가 작을 경우에는 출력 주파수 변화가 거의 선형적이다. 특히 $\delta L/L_0 < 0.1$ (여기서 $L_{band} = L_0 + \delta L$)일 경우 발진 주파수(f)는 1차 Taylor 급수에 의해 L에 대체로 비례한다고 볼 수 있으므로 식(2)와 같이 표현할 수 있다.

$$f = f_0 \left(1 - \frac{\delta L}{2L_0} \right) \quad (2)$$

그림 2에서 R₁과 RFC(radio frequency chopper)는 트랜지스터 Q₁을 bias시키기 위한 것이고 C₃는 발진기 캐환을 위해 작은 임피던스 통로를 위한 것이다. 환자측의 optoisolator와 건전지는 전기 감전과 기기에 대한 파손을 방지하기 위한 것이다.

흉부와 복부에 인덕턴스 밴드를 동시에 부착할 경우 각각의 발진 주파수가 충분히 분리되어 있지 않으면 주파수 locking 및 변조가 발생하므로 본 연구에서는 850 kHz, 1.5 MHz를 선택하였다. 또한 두 밴드 사이의 거리가 충분치 않을 경우 상호 인덕턴스에 의한 간섭이 발생하는데 성인의 경우에는 흉부와 복부 밴드 간의 거리가 20 cm 이상으로 유지될 수 있으나 신생아의 경우는 그렇지 않아 상호 간섭이 발생할 수도 있다.

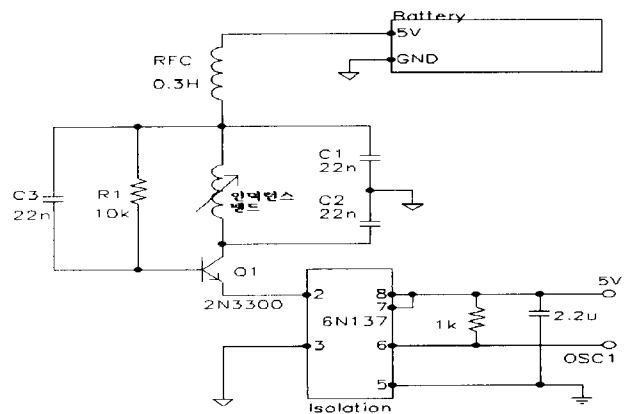


그림 2. Colpitts 발진기와 분리회로
Fig. 2. Circuit diagram of Colpitts oscillator and isolator

그림 3은 발진 주파수 측정 회로로서, 발진 주파수에 비례하는 칩류전압을 얻기 위해 PLL을 사용하였다. R_1 과 C_1 은 주파수를 결정하며 R_2 와 C_2 는 저역통과필터의 특성을 조절한다. PLL의 출력은 비반전 증폭기(TL081)로 직접 연결되며 증폭률은 R_3/R_4 로 조절되고 저역통과필터의 시정수는 R_3 와 C_3 에 의해 결정된다. 이렇게 두 채널에서 출력된 신호와 두 채널을 합한 신호는 A/D 변환기를 거쳐 컴퓨터에 입력되어 실시간으로 파형이 표시되며 필요할 시 hard disk에 저장, 프린터로 인쇄된다.

실험 방법

세 채널의 RIP 호흡 신호와 더불어 본 연구에서 개발된 임피던스 호흡측정장치의 신호를 동시에 thermal recorder (San-Ei RT2108)와 FM tape recorder (4CH, TEAC R60)에 기록, 저장하였다. RIP 신호와 임피던스 신호의 무호흡 및 몸의 움직임에 대한 민감도를 측정하기 위하여 다음과 같은 9가지 종류의 실험을 하였다.

실험1: 정상 성인을 대상으로 20 초간 정상 호흡신호를 기록한다.

실험2: 정상호흡 중에 임피던스의 ECG 전극 및 RIP 밴드를 손으로 두들겨 어느 정도의 잡음이 발생하는가를 테스트한다.

실험3: 5~10 초간 숨을 멈춘 상태에서 임피던스의 ECG 전극 및 RIP 밴드를 손으로 두들겨 어느 정도의 잡음이 발생하는가를 테스트한다.

실험4: 정상호흡 중에 팔을 위 아래로 움직이게 하면서 파형을 기록한다.

실험5: 숨을 멈춘 상태에서 팔을 위 아래로 움직이게 하면서 파형을 기록한다.

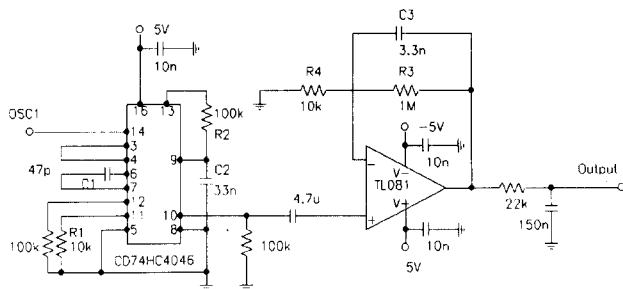


그림 3. PLL을 이용한 발진 주파수 측정 회로
Fig. 3. Circuit diagram of oscillator frequency measurement using PLL

실험6: 장애 무호흡을 모사하기 위해 입과 코를 막고 복부로 호흡하도록 (Valsalva maneuver) 하고 기록하여 어느 정도의 잡음이 발생하는가를 테스트한다.

실험7: 정상 호흡 중에 몸을 좌우로 흔든다.

실험8: 호흡을 멈추고 몸을 좌우로 흔든다.

실험9: 무호흡시 맥박수의 변화가 있는가를 알아본다.

결 과

그림 4부터 그림 11까지에서 위의 그림은 RIP, 아래 그림은 IP 신호이며 초당 5mm의 속도로 기록하였고 RIP 및 IP의 전압은 각각 5V/cm, 1V/cm로 측정하였다. 정상호흡의 경우(그림 4) RIP와 IP(impedance pneumography) 모두 깨끗한 파형을 얻었으나, 밴드 및 전극을 두들긴 경우(그림 5, 6) RIP는 전혀 잡음이 발생하지 않았으나 IP는 두들길 때마다 잡음이 발생하였다. 그 이유는 RIP는 밴드가 감싸고 있는 단면적의 변화에 의해 신호가 변화하는데 밴드를 두들김에 의해서는 흉부의 단면적이 변화하지 않기 때문이고, IP는 두들길 때마다 ECG 전극과 피부사이의 접촉 임피던스가 변하기 때문이다. 팔을 위 아래로 움직인 경우 정상 호흡상태(그림 7) 및 호흡 정지 상태(그림 8) 모두 RIP에 비해 IP에서 진폭이 큰 motion artifact가 발생하였다. Valsalva maneuver의 경우에도 역시 RIP가 IP에 비해 잡음이 덜 발생하였으며 RIP의 흉부 밴드가 복부밴드에 비해 잡음이 덜 발생하였다. 그 이유는 valsalva maneuver 시행시 흉부보다 복부의 움직임이 더 크기 때문

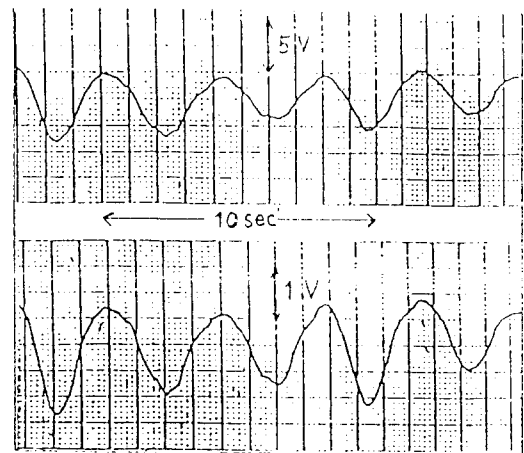


그림 4. RIP(위)와 IP(아래)의 정상 호흡 파형
Fig. 4. Waveforms of RIP(above) and IP(bottom) during normal respiration

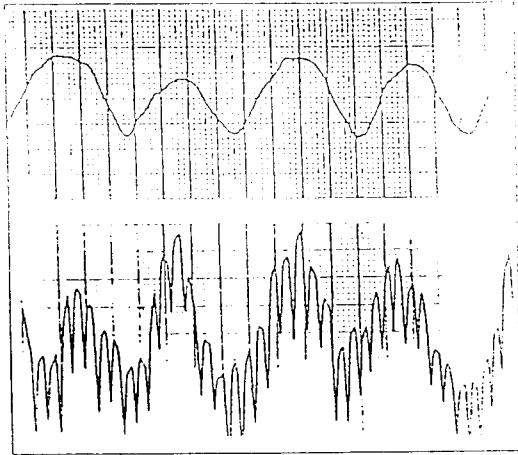


그림 5. 정상호흡 중에 RIP 밴드와 임피던스의 ECG 전극을 손으로 두들겼을 때의 RIP와 IP의 파형

Fig. 5. Waveforms of RIP and IP with tapping inductive band and ECG electrode during normal respiration

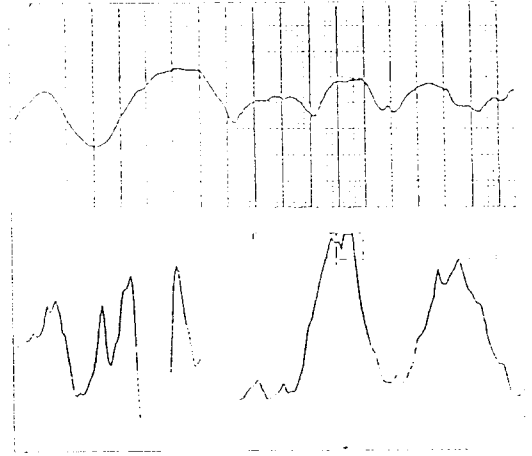


그림 7. 정상호흡 상태에서 팔을 위 아래로 움직였을 때의 RIP와 IP의 파형

Fig. 7. Waveforms of RIP and IP with swaying a arm up and down during normal respiration

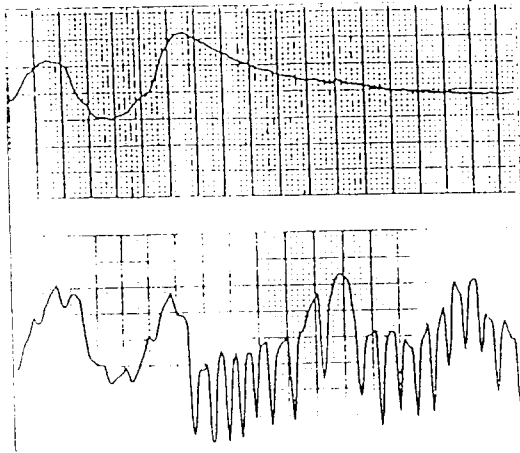


그림 6. 호흡중지 중에 RIP 밴드와 임피던스의 ECG 전극을 손으로 두들겼을때의 RIP와 IP의 파형

Fig. 6. Waveforms of RIP and IP with tapping inductive band and ECG electrode during holding respiration

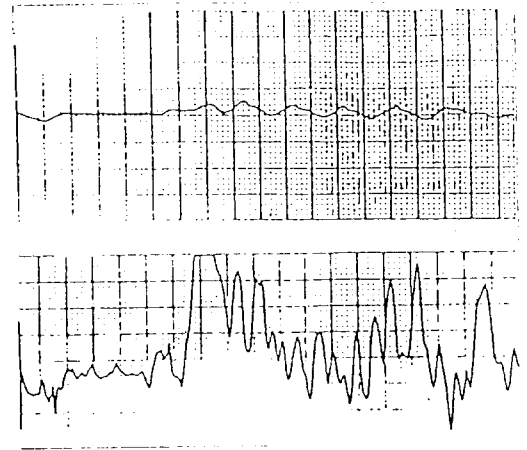


그림 8. 호흡중지 중에 팔을 위 아래로 움직였을 때의 파형

Fig. 8. Waveforms of RIP and IP with swaying a arm up and down during holding respiration

이다. 정상호흡상태(그림 10) 및 호흡 정지상태(그림 11)에서 몸을 좌우로 흔든 경우에도 역시 흉부밴드의 RIP가 복부밴드의 RIP에 비해 motion artifact에 덜 민감했으며, IP는 신호가 포화될 정도로 민감하였다. 그림 12는 무호흡시의 맥박수의 변화상태를 확인하기 위해 3채널의 RIP와 ECG를 동시에 측정하였을때의 화면이다. Warburton 등⁷⁾은 무호흡시 서맥이 간혹 나타난다고 하였으나 본 연구에서는 5명의 피실험자 중에서 한명도 이러한 서맥현상을 발견하지 못하였다.

위의 실험결과를 종합하면 정상호흡의 경우를 제외한 두들긴 경우, 팔을 위 아래로 움직인 경우, 몸을 좌우로 흔든 경우, Valsalva maneuver의 경우, 모든 경우에서 RIP가 IP에 비해 motion artifact가 훨씬 작음을 알 수 있었다. 또한 RIP에서는 흉부 밴드가 복부밴드에 비해 motion artifact를 덜 발생시킨다는 사실을 확인할 수 있었다.

결 론

현재까지 환자 감시 장치의 일부로서 사용되고 있는 임

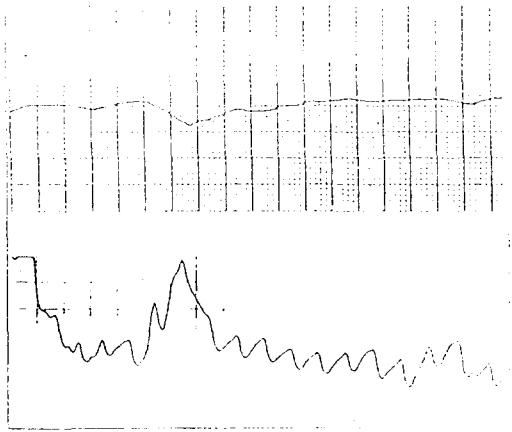


그림 9. Valsalva maneuver 때의 RIP와 IP의 파형
 Fig. 9. Waveforms of RIP and IP during Valsalva maneuver

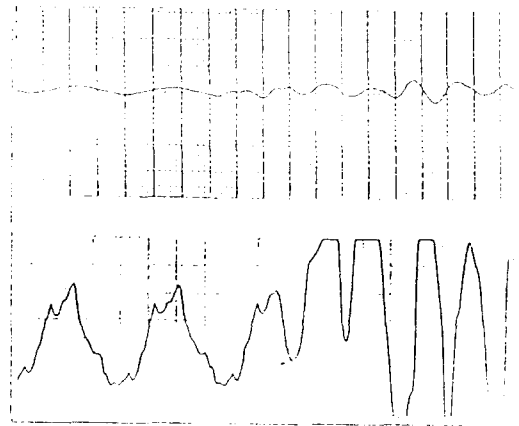


그림 11. 호흡정지 중에 몸을 좌우로 움직였을 때의 파형
 Fig. 11. Waveforms of RIP and IP with swaying body left and right during holding respiration

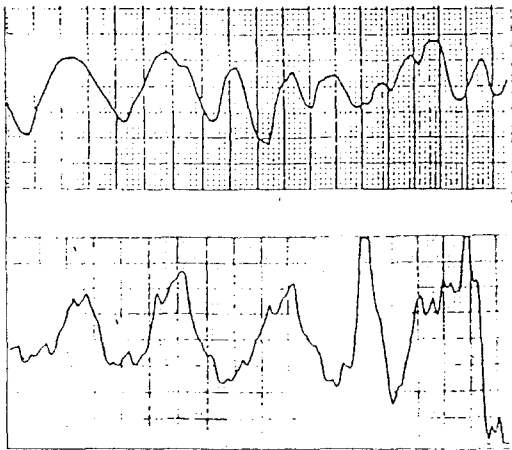


그림 10. 정상 호흡중 몸을 좌우로 흔들었을 때의 파형
 Fig. 10. Waveforms of RIP and IP with swaying body left and right during normal respiration

피던스 호흡기록법은 비관혈적이고 사용하기 간편하여 중추신경 마비에 의한 중추 무호흡 감지에는 효과적이거나 기도가 막혀 호흡이 불가능한 장애 무호흡 감지에는 비효과적인 것으로 알려지고 있다^{1, 6, 7)}. 그러나 RIP는 호흡에 의한 흉부나 복부의 단면적 변화를 측정하기 때문에 중추 무호흡의 경우에는 흉부와 복부의 단면적에 변화가 전혀 없기 때문에 쉽게 무호흡이 감지되며, 장애 무호흡의 경우에는 기도가 막혀 폐로 공기유입은 안되나 복부를 움직여 호흡을 하려고 하기 때문에 복부의 단면적은 변화하나 흉부의 단면적은 거의 변하지 않기 때문에 흉부 밴드로 장애 무호흡을 감지할 수 있다(그림 9). 현재 임피던스 방

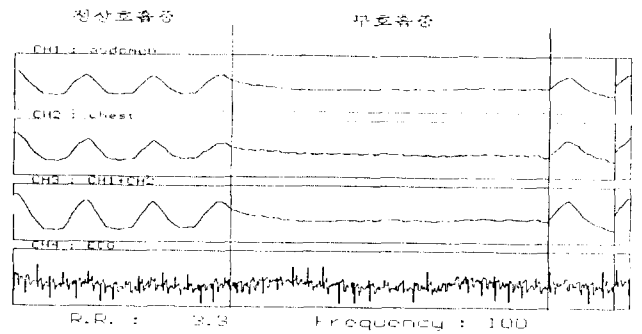


그림 12. 호흡과 무호흡시의 세 채널의 RIP와 ECG 파형의 화면
 Fig. 12. Monitoring screen of 3 channel RIP and ECG during normal and holding respiration

법으로 유아돌발사망 증후군의 위험성이 있는 신생아들을 감시하고 있으나 장애 무호흡은 감지가 잘 안되고 있는 실정이어서 RIP를 이용하면 신생아 감시에도 상당한 도움이 되리라 본다. 또한 RIP는 몸의 움직임에 대해 임피던스 방법보다 훨씬 덜 민감하여 중환자나 조산아의 호흡 감지에 적합할 뿐만 아니라 밴드를 옷 위에 부착할 수도 있어 ECG 전극에 의한 신생아의 피부자극도 피할 수 있다. 또한 기기가 저렴하며 밴드를 계속 사용할 수 있어 경제적이어서 환자 감시장치의 임피던스 호흡기록법을 RIP로 대체할 수 있는 계기가 될 수 있었으면 한다.

참 고 문 헌

1. R. T. Brouillette, A. S. Morrow, D. E. Weese-Mayer, and C.

1. E. Hunt, "Comparison of respiratory inductive plethysmography and thoracic impedance for apnea monitoring", J. Pediatrics, vol. 111, pp. 377-383, 1987.
2. T. S. Khadha, H. Watson, S. Birch, et al., "Validation of respiration inductive plethysmography using different calibration procedures", Am. Rev. Respir. Dis., vol. 125, pp. 644-649, 1982.
3. E. Tabachnik, N. Muller, B. Toye, and H. Levison, "Measurement of ventilation in children using the respiratory inductive plethysmograph", J. Pediatr., vol. 99, pp. 895-899, 1981.
4. S. Spire and S. England, "The respiratory inductive plethysmography: bands versus Jerkins", Am. Rev. Respir. Dis., vol. 127, pp. 784-785, 1983.
5. R. H. Warren, S. H. Alderson, "Calibration of computer-assisted respiratory inductive plethysmography in newborns", Am. Rev. Respir. Dis., vol. 131, pp. 564-567, 1985.
6. C. J. Upton, A. D. Milner, and G. M. Stokes, "Combined impedance and inductance for the detection of apnea of prematurity", Early Human Development, vol. 24, pp. 55-63, 1990.
7. D. Warburton, A. R. Stark, and H. W. Taeusch, "Apnea monitor failure in infants with upper airway obstruction", Pediatrics, vol. 60, pp. 742-744, 1977.
8. A. S. Sedra and K. C. Smith, Microelectronic Circuits, 3rd ed., Philadelphia, Saunders, 1991.

=국문초록=

현재 환자의 호흡 감시를 위해 사용되고 있는 임피던스 호흡측정법(impedance pneumography)은 측정법이 간편하며 비관혈적이라는 장점 등이 있으나, motion artifact에 민감하고 장애 무호흡(obstructive apnea)을 감지하는데 둔감하다는 단점이 있다. 본 연구에서 개발된 3채널 RIP(respiratory inductive plethysmography)는 흉부나 복부에 인덕턴스 밴드를 부착하여 호흡에 의한 단면적의 변화를 인덕턴스의 변화로 호흡을 감지하는 방법으로서 임피던스 호흡측정법에 비해 각종 motion artifact에 덜 민감하며 장애 무호흡 감지에는 민감함을 확인하였다.