호흡경로 상에 감지소자가 없는 새로운 호흡기류 계측기술

이인광 · 박준오 · 이수옥* · 신은영** · 김경천*** · 김경아 · 차은종†

Respiratory air flow measuring technique without sensing element on the flow stream

In-Kwang Lee, Jun-Oh Park, Su-Ok Lee*, Eun-Young Shin**, Kyung-Chun Kim***,
Kyung-Ah Kim, and Eun-Jong Cha†

Abstract

Cardiopulmonary resuscitation(CPR) is performed by artificial ventilation and thoracic compression for the patient under emergent situation to maintain at least the minimum level of respiration and blood circulation for life survival. Quality of the pre-hospital CPR not only significantly affects the patient's survival rate but also minimizes side effects caused by CPR. Good quality CPR requires monitoring respiration, however, traditional respiratory air flow transducers cannot be used because the transducer elements are located on the flow axis. The present study developed a new technique with no physical object on the flow stream but enabling the air flow measurement and easily incorporated with the CPR devices. A turbulence chamber was formed in the middle of the respiratory tube by locally enlarging the cross-sectional area where the flow related turbulence was generated inducing energy loss which was in turn converted into pressure difference. The turbulence chamber was simply an empty enlarged air space, thus no physical object was placed on the flow stream, but still the flow rate could be evaluated. Both inspiratory and expiratory flows were obtained with symmetric measurement characteristics. Quadratic curve fitting provided excellent calibration formula with a correlation coefficient >0.999 ($P<0.0001$) and the mean relative error $<1\%$. The present results can be usefully applied to accurately monitor the air flow rate during CPR.

Key Words : cardiopulmonary resuscitation, respiratory air flow rate transducer, turbulence chamber

1. 서 론

심폐소생술(cardiopulmonary resuscitation, CPR)이란 “심정지 환자를 소생시키기 위해 환자의 흉부를 압박하고 인공호흡을 행하는 치료술기” 의미하는 용어로 사용되다가, 심정지 환자의 치료방법이 발달하면서 현재는 심정지 환자를 소생시키기 위한 모든 치료방법을

의미하는 용어로 통용되고 있다^[1]. 심정지는 대부분 집, 공공장소, 체육시설 등 병원 이외의 장소에서 발생한다. 따라서 응급상황 발생 후 환자가 병원으로 이송되기 전에 수행되는 CPR은 환자의 생존율에 중요한 영향을 미친다. 심정지 발생 후 즉시 조치를 취하지 않으면 4~5분 이후부터 뇌손상이 시작되어 CPR 수행이 1분 지연될 때마다 생존율이 7~10% 정도 감소한다고 알려져 있다^[2]. 우리나라의 심정지 환자 생존율은 불과 3~4%로서, 선진국의 20~40%에 비해 현저히 낮은 수준이며^[3], 이는 병원 전(pre-hospital) 단계에서 신속한 CPR 처치를 받지 못함을 반증한다. CPR은 대부분 전문구조사들이 행하게 되므로, 환자의 생존율은 이들의 숙련도에 의존할 수 밖에 없으며, 아직까지 우리나라에는 CPR 표준 지침이 없어 국제적 기준에 대한 적합성이 미흡한 상태이다^[4]. 또한 심정지 환자의 일회호흡량

충북대학교 의대 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University)
충북대학교 의학전문대학원, BK21 차세대 선도 의과학 전문인력 양성사업단

*대전보건대학 치위생과(Department of Dental Hygiene, Daejeon Health Sciences College)

**충북대학교 의대 생화학교실(Department of Biochemistry, School of Medicine, Chungbuk National University)

†Corresponding author : ejcha@chungbuk.ac.kr

(Received : April 22, 2009, Revised : June 15, 2009)

Accepted : June 29, 2009)

(tidal volume)에 대한 정확한 수치를 결정하기에는 아직까지 과학적 근거가 충분하지 않고, CPR 상황 하에서 호흡 상태에 대한 데이터베이스가 구축되지 않았기 때문에 흉부압박과 인공호흡 횟수의 비율을 15:2 또는 30:2의 매우 넓은 범위로 권장하는 등 혼란이 상존하고 있다^[5].

현재 병원 전 단계 CPR 시 호흡신호의 모니터링은 환자의 숨소리를 청진하거나 흉부의 상하 운동 등을 시각적으로 관찰하여 환자의 호흡 유무를 판단하는 매우 초보적인 수준에 머무르고 있다. 또한 시각적 관찰과 더불어 기관내 관(endotracheal tube) 삽입시 식도로 삽입되는 것을 방지하기 위해 호식기체 중 이산화탄소에 의해 색이 변하는 기구를 사용하는 정도이다. 인공호흡을 위한 공기 주입은 기관내 관의 한쪽 끝에 연결되어 있는 고무주머니(ambu-bag)를 손으로 눌렀다 폈다 하는 수동적 동작으로 이루어진다. 이때 공기 주입의 속도 및 용적은 전문구조사의 경험에만 의존하기 때문에 실제 환자에게 공급된 공기 용적에 관한 객관적이고 정량적인 자료가 전무한 실정이다. 따라서 CPR 시 호흡신호를 정량적이고 객관적으로 측정하는 기술 개발이 시급하다.

CPR이 필요한 응급환자들은 미세하게 자발적 호흡을 하거나 의식이 없어 인위적으로 호흡을 유도해야 한다. 호흡기류(respiratory air flow rate)의 크기는 최대 3 L/sec 이하로서, 환자의 호흡신호를 모니터링하기 위해서는 작은 기류를 정확하게 측정할 수 있어야 하고, 흡식과 호식을 모두 측정해야 하므로 양방향 기류 측정이 가능해야 한다. 또한 호흡기류를 감지하는 센서 소자가 CPR 수행을 방해하거나 지연시키지 않아야 하며 기존 장비들에 신속히 연결하여 적용할 수 있어야 한다. 그리고 환자가 수시로 배출하는 타액, 혈담과 같은 이물질의 침착으로 인해 계측특성이 변화하지 않아야 한다. 호흡신호를 계측할 수 있는 대표적인 센서로는 pneumotachometer^[6,7]와 turbinometer^[8]가 있는데, 두 장치 모두 호흡경로 상에 유체저항이나 회전체와 같은 기류 감지소자가 위치하고 있어 상술한 요구 조건들을 모두 만족시킬 수 없다. 호흡경로 상에 감지소자가 위치하면 이를 지나는 기류에 포함되어 있는 환자의 타액이 감지소자 내에 침착되어 계측특성이 민감하게 변화하고 따라서 정확한 호흡기류신호를 얻을 수 없다. 구강을 통하지 않고 흉부 및 복부의 둘레변화를 측정하는 호흡신호 모니터링 기술도 있으나, inductive coil^[9]이나 conductive band^[10,11] 등의 감지기구를 환자의 몸통 부위에 감아야 한다. 통상 응급환자들은 의식이 없는 상태로 누워 있으므로 몸통 부위에 감지기구

를 감는 것은 매우 비실용적일 뿐만 아니라 환자의 생존을 위해 필수적이고 시급하게 행해야 하는 CPR 처치를 크게 지연시킬 수 있다. 이에 본 연구에서는 호흡경로 상에 감지소자가 없는 새로운 호흡기류 계측기술을 고안하였으며, CPR 시 호흡기류센서로 사용할 수 있는지의 가능성을 실험적으로 평가하였다.

2. 호흡기류센서 설계·제작

2.1. 동작원리

본 연구에서는 별도의 기류 감지소자를 배제하기 위해 와류(turbulence) 현상을 응용하였다. Fig. 1과 같이 호흡기류가 흐르고 있는 경로의 단면적이 갑자기 넓어졌다가 좁아지는 원형관 형태의 호흡관을 고려해 보자. 관의 단면적이 갑자기 넓어지면 유속이 급속히 감소하고 유선 변경으로 와류가 생성되어 에너지 손실을 가져온다^[12]. 단면적이 갑자기 넓어질 때 기류 흐름의 주류(main stream)는 단면적이 넓어지는 경계면 벽면에서 유리되어 진행한 후 다시 관의 벽면에 접하게 된다. 이 확대관의 앞 부분에서는 분류(branch)가 주위의 유체를 교란시켜 와류를 형성하므로 에너지 손실이 발생하게 된다. 단면적이 갑자기 좁아지면 좁아지는 위치로부터 유동 박리(flow separation)가 일어나서 유선이 오목해지는 부위(축류, vena contracta)가 형성된다. 따라서 이 부위에서는 기류속도가 상류측보다 빨라진다. 이 경우 부차적 손실은 주로 유동이 확산되는 과정에서 생기는 난류혼합현상에 기인한다. 이러한 와류 생성에 의해 발생하는 에너지 손실량은 단면적이 변화하는 전·후 위치에서의 압력(lateral pressure) 차이로 나타난다. 기류의 크기에 따라 와류 생성량이 변화하므로 압력의 차이는 식 (1)과 같이 기류의 함수로 표현할 수 있으며 일반적으로 2차함수로 근사시킬 수 있다. 따라서 두 지점 간에 와류 현상을 발생시키고 차압(P_{diff})을 측정함으로써 기류를 산출할 수 있다.

Fig. 1. Flow streams in the turbulence chamber and energy loss principle.

$$P_{diff} \equiv P_1 - P_2 = aF^2 + bF \quad (1)$$

where P_{diff} = 1, 2 지점 간의 차압

P_1, P_2 = 1, 2 지점의 정압력

F = 기류

a, b = 상수

2.2. 센서 제작

위에 설명한 대로 와류 현상을 응용하여 호흡기류를 측정하기 위해서는 호흡관의 중앙 일부의 직경을 확장하는 와류챔버만을 형성하면 되므로 공기가 흐르는 경로 상에는 물리적으로 공기 흐름을 방해하는 아무런 감지소자도 존재하지 않는다. CPR 시 사용되는 ambu-bag과 기관내 관의 연결구조는 규격화되어 있으므로 기존 연결구조에 부가적으로 연결할 수 있도록 호흡기류센서를 설계하였다. 호흡관 양 측이 각각 ambu-bag과 기관내 관에 손쉽게 연결되도록 외경을 각각 다르게 설정하였고 내경은 10 mm로 동일하게 설계하여 기류경로의 대칭성을 유지하였다. 호흡기류센서의 장착 위치는 endo-tracheal tube와 ambu-bag 사이로서 ambu-bag 출구부분(endo-tracheal tube와 연결되는 부분)이다. 따라서 와류챔버 외경의 크기는 ambu-bag 출구 구조물의 외경보다 크기 않아야 하므로 챔버 양측 관의 내·외경의 크기를 고려하여 와류챔버 내경을 양측 관 내경의 3배로 임의 설정하였다. 제작한 호흡기류센서 시제품 사진을 Fig. 2(a)에 보였다. Fig. 2(b)는 실제 CPR 시 사용하는 기관내 관과 ambu-bag 사이에 호흡기류센서 시제품을 연결한 실험사진이다. Ambu-bag과 호흡기류센서는 탄성이 있는 실리콘 관으로 연결하여 공기가 유출되지 않도록 밀폐하였으며, 기관내 관과의 연결도 동일한 재료의 실리콘 관을 사용하였다. 센서 양측을 실리콘 관으로 연결함으로써 기존의 CPR 기구들과 손쉽게 탈착할 수 있다. 기존의 CPR 기구에 호흡기류센서가 추가되었지만 호흡경로의 길이가 연장되는

Fig. 2. Proto-type air flow transducer(a) connected with the CPR devices(b).

부분은 약 4 cm 정도로서 응급구조사의 CPR 수행 및 환자의 호흡을 거의 방해하지 않는다.

3. 압력-기류 관계식 산출

앞서 제작한 호흡기류센서 시제품의 P_{diff} - F 관계식을 산출하기 위해 실험을 수행하였다. Fig. 3에 보인 대로 센서의 우측에는 기관내 관을 연결하고 좌측에는 ambu-bag 대신 표준기류생성장치(SVSyr8.0, CKInternational, Korea)를 연결하였다. 표준기류생성장치는 서보모터(CSDJ-10BX2, Samsung Electronics Co., Ltd, Korea)로 구동하여 임의의 일정한 기류를 발생시킬 수 있다. 서보모터의 구동축에는 선형변위센서(LTM600S, Gefran, Italy)가 연결되어 있어, 시린지의 이동에 따른 위치(용적) 신호를 기록함으로써 센서를 통과하는 공기의 용적(V)을 정확하게 측정할 수 있다. V 를 시간(t)에 대해 수리미분하면 F 가 얻어진다.

Fig. 3에서 표준기류생성장치의 시린지가 우측으로 이동하면 호흡기류센서와 기관내 관을 통해 공기가 토출되면서 실제 호흡에서의 흡식 상태를 모사한다. 반대로 시린지가 좌측으로 이동하면 호식 상태가 될 것이다. 정상인의 정상 호흡시 호흡기류는 약 200~500 mL/sec 정도로서 CPR 과정시 안정한 상태의 환자에게는 약 500 mL/sec의 호흡량이 제공되며, 위중한 환자에게는 순간적으로 최대 3 L/sec의 호흡량이 제공된다. 따라서 본 연구에서는 흡식기류를 양(+), 호식기류를 음(-)으로 간주하여 3 L/sec 범위 내에서 0.5 L/sec 씩 단계적으로 일정한 기류를 생성시켜 센서로 흘려주었다. 표준기류 F 가 흐르는 동안 용적신호 V 와 차압신호 P_{diff} 를 동시에 개인용 컴퓨터(PC) 상에 축적하였다. 두 신호 모두 12 bits/sample, 100 samples/sec로 A/D 변환(iDAQ400, PhysioLab, Korea)하였다. P_{diff} 는 측정범위가 0~10 cmH₂O 인 용량성 차압센서(DP45-20, Validyne, U. S. A.)로 측정하였다. F 가 일정하게 유지되는 시간 동안 V 는 선형적으로 변화하므로 그 기울기를 취하여 F 를 산출하였다.

Fig. 3. Block diagram of the experimental set-up.

상기 실험에서 얻은 $F=2$ L/sec 일 때의 신호 예를 Fig. 4에 제시하였다. Fig. 4(a)는 표준기류생성장치가 토출 또는 흡입하는 $V(t)$ 신호로서 시린지를 일정한 속도로 구동시켰으므로 선형적으로 증가하였다가 다시 감소하였다. 선형 구간의 기울기를 산출한 결과 거의 정확하게 $F=2$ L/sec의 기류가 발생하였다. Fig. 4(b)는 V 와 동시에 측정한 P_{diff} 신호로서 동일 구간 동안 일정한 압력이 발생하였고 흡식과 호식이 서로 거의 대칭적인 크기를 나타내고 있음을 볼 수 있다.

$F=\pm 3.0$ L/sec 범위 내에서 0.5 L/sec씩 전 구간에 걸쳐 측정된 P_{diff} 와 F 데이터에 대해 식 (1)에 따라 2차함수 fitting을 수행하여 P_{diff} - F 관계식을 산출한 후, Fig. 5에 원 데이터와 함께 도시하였다. 흡식(+), 호식(-) 간에 대칭성을 나타내었으며, 두 경우 모두 상관계수가 0.999 이상으로 매우 정확한 fitting이 이루어졌다 ($P<0.0001$). 이 관계식에 P_{diff} 값들을 대입하여 추정기

Fig. 4. Signal examples at $F=2$ L/sec. (a) Volume (b) Differential pressure

Fig. 5. Quadratic relationship between P_{diff} and F .

Fig. 6. Comparison between F_{pred} and F .

류값(F_{pred})을 구한 후 F 값과 함께 Fig. 6에 비교하였다. 평균 상대오차가 약 0.4% 정도로서 매우 정확한 기류 추정이 가능함을 확인하였다.

4. 고찰 및 결론

심정지와 같은 응급상황 발생 후 병원 전 단계에서 행해지는 양질의 CPR은 환자의 생존율에 큰 영향을 미칠 뿐만 아니라 병원으로 이송된 이후에도 CPR 수행에 따른 여러 부작용들을 최소화할 수 있다. 최근 연구에 따르면 CPR 시 호흡상태를 객관적으로 파악할

만한 장비나 장치가 미흡한 상황에서 데이터베이스 또한 구축되지 않아 대부분 전문구조사들의 숙련도에 의존하고 있는 실정이다^[13,14]. 따라서 CPR 시 호흡신호를 실시간으로 모니터링할 수 있다면 환자의 상태를 객관적으로 판단하여 대처할 수 있고, 병원 이송과정에서의 호흡상태를 정량화함으로써 치료 과정에 활용할 수 있을 것이다.

CPR 시 호흡상태를 모니터링하기 위해서는 호흡경로 즉, 기관내 관과 ambu-bag 사이에 호흡기류센서가 위치해야 하는데, 응급상황이므로 갑작스럽게 혈담, 침 등이 배출될 수도 있다. 기존의 호흡기류센서들은 호흡경로 상에 기류 감지소자가 위치하고 있어 응급환자로부터 배출되는 이물질들에 매우 취약할 수 밖에 없는 반면, 본 연구에서 개발한 호흡기류센서는 와류 생성을 위한 챔버가 속이 빈 매우 단순한 통 형태이므로 호흡경로 상에는 실질적인 감지소자가 존재하지 않는다. 또한 이 와류챔버가 이물질들을 일시적으로 모으는 water trap의 역할도 할 수 있다는 잇점을 가지고 있다. 물론 와류챔버에 이물질이 너무 많이 모이면 P_{diff} 특성이 변화할 것이지만, 일시적으로 이물질이 모이면 새로운 챔버로 손쉽게 교체할 수 있으므로 매우 실용적이라 생각된다. 나아가 기존 CPR 장비들에 추가적인 기구 없이 신속히 연결할 수 있으며, CPR을 방해하거나 지연시키지 않는다는 장점도 있다.

본 연구에서 제시하는 호흡기류센서는 호흡관 중앙에 위치하는 챔버 내에서 와류를 생성시켜 유체 에너지를 손실시키고 이에 기인하는 차압을 측정하는 원리로 동작한다. 에너지 손실은 두 지점 간에 압력차를 발생시키므로 범용 압력센서를 사용하여 손쉽게 측정할 수 있으며, 이로부터 호흡기류를 산출할 수 있다. 또한 기존 장비에 연결되었을 때 센서의 전체 길이가 약 4 cm로 기존 CPR 시의 호흡경로보다는 다소 길지만 일반적인 CPR 기구의 전체 길이가 약 40 cm로 상당히 길다는 것을 감안하면 기존의 CPR 상황과 크게 다르지 않다고 판단된다(Fig. 2(b) 참조).

P_{diff} -F 데이터를 2차함수로 fitting한 결과 상관계수가 0.999 이상으로 충분히 높은 값을 나타내었으며(Fig. 5 참조), 이 관계식으로 추정된 기류 측정의 평균 상대오차는 1% 미만으로서 매우 정확하게 기류를 측정할 수 있었다(Fig. 6 참조). 미국 흉부학회에서 임상 폐활량검사시 F의 한계오차를 5%로 권고하고 있음을 보면^[15], 실험적 상황에서 1% 이내의 상대오차는 충분히 정확한 측정치라 할 수 있다. 또한 흡식과 호식 간에 거의 대칭적인 특성을 나타내었으므로 인공적으로 공급한 신선한 공기의 양과 환자로부터 배출된 호식공기의 양

을 비교함으로써 기관내 관 주변으로 공기 유출이 있는지의 유무도 함께 판단할 수 있으리라 생각된다. 본 연구에서 제시하는 새로운 호흡기류센서는 기류변화에 대한 차압신호를 충분히 정확하게 측정할 수 있고, 기류 흐름을 방해하지 않는 구조이므로 CPR 시 호흡신호의 모니터링이나 장시간 평상호흡을 모니터링할 때 새로운 호흡기류 측정기술로 유용하게 응용되리라 기대된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업의 지원(A040032)과 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R11-2008-014-02001-0).

참고 문헌

- [1] 황성오, 임경수, “심폐소생술 In: 심폐소생술과 전문 심장소생술”, 군자출판사, 서울, pp. 13-25, 2005.
- [2] 황성오, 임경수, “기본소생술 In: 심폐소생술과 전문 심장소생술”, 군자출판사, 서울, pp. 27-62, 2005.
- [3] 사단법인 대한심폐소생협회, “공용 심폐소생술 가이드라인 개발 및 배포”, 대한심폐소생협회, 서울, pp. 1-18, 2007.
- [4] TP Aufderheide and KG Lurie, “Death by hyperventilation: a common and life-threatening problem during cardiopulmonary resuscitation”, *Crit. Care Med.* vol. 32, no. 9, pp. S345-51, 2004.
- [5] 서울아산병원 심폐소생술 위원회, “인공호흡 In: 심폐소생술”, 군자출판사, 서울, pp. 21-26, 2006.
- [6] CH Buess and EA. Koller, *Pneumotachometers. In: Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, John Wiley & Sons, New York, pp. 2319-2324, 1988.
- [7] A. Fleisch, “Der pneumotachography: ein Apparat zur Beischwindigkeitregistrierung der Atemluft”, *Arch. Ges. Physiol.* vol. 209, pp. 713-722, 1925.
- [8] Micro Medical Ltd., *MicroLab Operating Manual*, Micro Medical Ltd., pp. 2-4, 1998.
- [9] K. Konno and J. Mead, “Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing”, *J. Appl. Physiol.* vol. 22, no. 3, pp. 407-422, 1967.
- [10] 김경아, 김성식, 조동욱, 이승직, 이태수, 차은종, “호흡 감지를 위한 복부 부착형 전도성 고무소자의 계측 특성”, *센서학회지*, 제16권, 제1호, pp. 24-32, 2007.

- [11] 이인광, 김성식, 장종찬, 김군진, 김경아, 이태수, 차은종, “의복착용형 무선 호흡모니터 시스템”, 센서학회지, 제17권, 제2호, pp. 133-142, 2008.
- [12] 신정철, 기초 유체역학, 구민사, 서울, pp. 269-314, 2000.
- [13] B. S. Abella, J. P. Alvarado, H. Myklebust, D. P. Edelson, A. Barry, and O'Hearn N “Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest”, *JAMA*, vol. 293, no. 3, pp. 305-310, 2005.
- [14] American Heart Association, “Guidelines for cardiopulmonary resuscitation emergency cardiovascular care”, *Circulation*, vol. 102, no. 1, pp. 11-1384, 2000.
- [15] American Thoracic Society, “Standardization of spirometry”, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.

이 인 광

- 2006년 충북대학교 자연과학대학 물리학과 (이학사)
- 2008년 충북대학교 의용생체공학과(공학 석사)
- 2008년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정
- 주관심분야: 호흡기계, 물리센서

박 준 오

- 2003년 충북대학교 의과대학 의학과(학사)
- 2007년 충북대학교 의과대학 의학과 의공학전공(의학석사)
- 2009년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 박사과정
- 주관심분야: 재택의료기, 호흡기류센서

이 수 옥

- 1999년 대전보건대학 치위생과(학사)
- 2005년 충남대학교 보건학과(석사)
- 2005년~현재 대전보건대학 치위생과 겸임교수
- 2009년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 박사과정
- 주관심분야: 치과의료기기, 치과의료장비

신 은 영

- 1992년 충북대학교 자연과학대학 생화학 과(이학사)
- 1995년 충북대학교 의과대학 의학과 생화학전공(의학석사)
- 1999년 충북대학교 의과대학 의학과 생화학전공(의학박사)
- 2003년~현재 충북대학교 의과대학 생화학교실 부교수
- 주관심 분야: 암발생, 세포분화, 세포신호전달

김 경 천

- 1979년 부산대학교 공과대학 기계설계공학과(공학사)
- 1981년 한국과학기술원 공과대학 기계공학과(공학석사)
- 1987년 한국과학기술원 공과대학 기계공학과(공학박사)
- 1986년~1990년 부산대학교 공과대학 생산기계공학과 조교수
- 1990년~1995년 부산대학교 공과대학 기계공학부 부교수
- 1995년~현재 부산대학교 공과대학 기계공학부 교수
- 주관심 분야: 3D3C Micro-PIV, Bio-MEMS, micro/nanoscale energy transport, turbulence measurement based on PIV/LIF, heat exchanger, biomechanics, biomedical engineering, POCT development for early detection of OP, wind turbine, fuel cell

김 경 아

- 1991년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 1993년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2001년 충북대학교 의용생체공학과(공학박사)
- 2005년~현재 충북대학교 의과대학 의공학교실 조교수
- 주관심 분야: 생체신호계측, 물리센서, 재택의료기

차 은 종

- 1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과(공학사)
- 1987년 미국 남가주대학 의공학 박사, Research Associate
- 1988년~현재 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001년~현재 씨케이인터내셔널 대표 겸직
- 주관심 분야: 생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정밀계측