

논문 2013-08-34

SpO₂ 기반 휴대형 생체 신호 모니터링 시스템 개발(Development of a Portable SpO₂-based Biosignal Monitoring System)

이 형 봉, 박 성 욱, 정 태 윤*

(Hyung-Bong Lee, Sung-Wook Park, Tae-Yun Chung)

Abstract : The traditional medical equipments are devices used by medical professionals but not used in public environment. Common people, however, require light-weight medical devices to make healthcare for themselves nowadays. Those medical devices are used to monitor personal health status such as blood pulse, blood pressure, diabetes. Also, some of them are operated in mobile environment called u-healthcare. This paper implements a portable healthcare system composed of SpO₂(Saturation of Partial Pressure Oxygen) sensors and a gateway for detecting hypoxemia during people's leisure activity such as climbing or hiking. The SpO₂ sensor is designed as watch style to support dynamic exercise and the gateway is designed as necklace style to support the elderly. The result of a performance evaluation shows that the performance of the SpO₂ sensor using reflection technology is not lower than that of a clairvoyant styled SpO₂ sensor.

Keywords :Biosignal, Medical instrument, u-Healthcare, Reflective SpO₂ sensor, Portable gateway

I. 서론

정보통신기술의 비약적 발전이 일상생활에 미친 커다란 영향 중의 하나가 u-헬스케어(Ubiquitous Healthcare) 서비스의 일반화이다. 원래의 헬스케어는 의료진을 통한 질병의 예방 또는 치료 및 정신적·육체적 건강 상태를 관리하는 것인데, 이는 질병을 극복하기 위한 행위와 현재의 건강 상태를 유지하기 행위 등 두 가지 활동 부류로 구성된다[1]. 과거에는 질병 극복 활동이 주를 이루고 있었으나, 최근에는 일반인을 중심으로 건강 상태를 유지 관리하기 위한 관심이 급격하게 증가하고 있다. 즉, 의료기술의 진전과 함께 인간의 수명이 늘어나고

식생활이 서구화되면서 이에 따른 다양한 만성질환 또한 증가하고 있어 생활 속 개인의 건강과 레저에 대한 관심이 높아지고 있는 것이다[2].

특히 실내를 벗어나 실외에서의 레저 활동이 늘어남으로서 장소와 시간에 구애 받지 않고 자신의 건강상태를 확인하고자 하는 욕구 또한 급격하게 증대되고 있는데, 이와 같이 시간과 장소에 구애 받지 않는 건강관리 방법을 u-헬스케어라 부른다[2, 3]. 유비쿼터스 개념 즉, '언제 어디서나 무엇이든 지'[4]에서 유추할 수 있는 바와 같이 u-헬스케어에 적용되는 IT기술의 핵심은 두말할 나위 없이 네트워크 기술이고, 그 중에서도 다양한 인체 건강 정보를 센싱하여 무선으로 전달하는 USN(Ubiquitous Sensor Network) 기술이 핵심을 이룬다.

즉, 인체의 적절한 부위에 생체 신호를 측정하기 위한 센서들을 부착하고 이들을 네트워크로 연결하여 측정된 데이터를 종합적으로 분석하여 이상 징후를 판단하거나 지속적인 관리를 위해 서버로 전송한다. 이와 같이 센서 네트워크를 인체 부위에서 이루고 처리하기 때문에 특별히 BAN(Body Area Network)이라 부르기도 한다[5, 6]. u-헬스케어 서비스는 사상 유래 없이 고령화가 급격하게 진행

* Corresponding Author(tychung@gwnu.ac.kr)

Received: 9 July 2013, Revised: 6 Aug. 2013,

Accepted: 13 Aug. 2013.

H.B. Lee, S.W. Park, T.Y. Chung: Gangneung-Wonju National Univ.

※ 본 연구는 중소기업청에서 지원하는 2012년도 산학연공동기술개발사업(No. C0035537)의 연구 수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

되고 있는 국내 실정에 있어서 보건의료비용을 절감할 수 있다는 또 다른 측면에서 중요한 의미를 갖는다. 즉, 환자의 원격 모니터링에 의해 신속한 질병의 이상 징후 감지가 가능하고 적절한 초기 처방으로 상황 악화를 최소화시킬 수 있음은 물론, 모바일 원격진료, 지역 기반의 의료 서비스, 대량의 헬스케어 정보에 대한 접근을 지원함으로써 사용자인 환자와 의료 관련자들에게 많은 이점을 제공할 수 있는 것이다[5].

초기 u-헬스케어 솔루션은 주로 실내 홈 네트워크 개념에서 이루어져오다가 최근에는 스마트폰의 보급이 늘어나면서 이를 기반으로 하는 모바일 헬스케어 솔루션 개발이 활발하다. 즉, LBS(Location Based Services)를 기반으로 하는 진정한 u-헬스케어 서비스 시대가 도래한 것이다. 그런데, 스마트폰을 기존 인프라 네트워크와의 연결 창구인 게이트웨이 및 간단한 디스플레이 장치로 활용하기에는 너무 사양이 높고 고비용이며 무게도 가볍지 않다. 즉, 비교적 젊은 세대에게는 문제가 되지 않겠지만 고령자나 노약자에게는 적합하지 않다는 것이다. 또한 모니터링 대상으로 맥박, 혈압 등 센서의 휴대가 간편한 유형이 주류를 이루고 있다.

따라서 이 연구에서는 스마트폰보다 휴대가 간편하고 저비용인 목걸이 형태의 u-헬스케어 전용 게이트웨이와 활동 중 휴대가 어려웠던 투과형 산소 포화도(SpO₂: Saturation of Partial Pressure Oxygen) 센서를 반사형의 손목시계 형태로 개발하여 보다 진전된 u-헬스케어 솔루션을 제공하고자 한다.

II. u-헬스케어 시스템 관련 연구

1. u-헬스케어 시스템

2000년대 접어들면서 USN이 활발하게 연구되면서 기존의 헬스케어용 센서를 USN에 접목한 u-헬스케어 시스템들이 출현하기 시작하였다. [1]은 심전도, 혈압, 맥파, SpO₂, 심박수를 측정할 수 있는 일체형 데이터 취득 보드를 구현하여, 여기서 얻어진 데이터를 2.4GHz RF와 블루투스 통신을 통하여 PC(윈도우)로 전송하여 전용 뷰어를 이용하여 모니터링 할 수 있게 하였다. 이 시스템의 센서 중, SpO₂ 센서는 손가락에 끼우는 투과형 제품이 사용되었고, 모니터링 대상자의 이동 반경은 약 100m 정도이다.

[7, 8]은 TinyOS 하에서 지그비(ZigBee)를 사

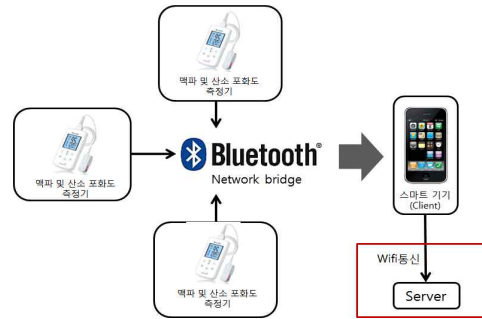


그림 1. 모바일 u-헬스케어 시스템 구조[1]

Fig. 1 Architecture of a u-Healthcare System [1]

용하는 일반적인 센서노드에 심전도, 혈중 산소 농도 등의 센서를 부착하여 대상자로 하여금 휴대하게 하고, 이 노드들이 네트워크를 형성하여 취득 데이터를 게이트웨이로 경유시켜 서버에 전달하는 헬스케어 시스템인데, 모니터링 대상자들이 일정한 영역 내에 그룹으로 존재해야 하므로 야외의 모바일 환경에서는 사용될 수 없는 센서 네트워크 그 자체이다.

[9]는 2.4GHz RF에 독자적인 프로토콜을 적용한 센서 노드를 설계하여 산소 포화도 센서의 측정값을 PC로 전송한 후, PC에서 데이터를 디스플레이 하는 헬스케어 시스템인데, 이 또한 야외의 모바일 환경에서는 사용될 수 없다. 아주 최근에 이루어진 연구 [10]은 그림 1과 같이 센서 네트워크의 게이트웨이로서 스마트폰을 도입함으로써 장소와 시간에 구애받지 않은 진정한 u-헬스케어 시스템 구현 사례 중의 하나로 자리매김하고 있다. 이 시스템의 경우 장소에 구애됨이 없이 이동통신이 가능한 곳이면 어디에서든 생체 신호 모니터링이 가능하다. 또한, 스마트폰에 기본으로 장착되어 있는 GPS(Global Positioning System) 센서에 의해 응급 상황 발생 시 신속한 구조가 가능하다.

[11]은 이와 비슷한 구조로 등산 시 저산소 현상을 조기에 탐지할 수 있는 시스템을 제안하였다. 이와 같이 스마트폰의 소지가 일반화된 비교적 젊은 세대에 있어서 그림 1의 u-헬스케어 시스템 구조는 아주 적합하다 말할 수 있다.

그러나 u-헬스케어 서비스가 더욱 긴요하게 요구되는 세대는 중장년 및 노년층인데, 이 세대에 있어서 스마트폰은 고가이고 운동이나 레저 활동 시 휴대하기에 너무 무겁다. 또한, 손가락 끝에 끼워야 하는 등의 센서들은 활발한 레저 활동에 적합하지

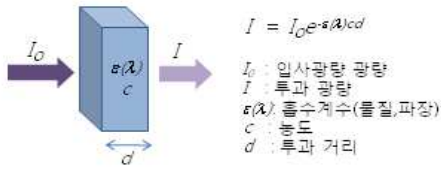


그림 2. Beer-Lambert 법칙 개념
 Fig. 2 The Concept of the Beer-Lambert' Law

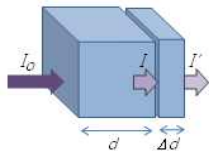


그림 3. 투과광원과 거리의 관계
 Fig. 3 The Correlation Between Output Light and Distance

않다. 따라서 목걸이나 완장 형태로 휴대가 간편하고 저렴한 u-헬스케어 전용 게이트웨이와 새로운 센서 타입의 개발이 필요하다.

2. 산소 포화도(SpO₂) 측정(Oxygen Saturation by Pulse Oximetry) 원리

SpO₂란 혈중의 총 헤모글로빈 농도 대비 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈의 농도 비를 이르는 말로서 $SpO_2 = HbO_2 / (HbO_2 + Hb) \times 100\%$ 의 식으로 정의되고(HbO₂: Oxy-Hemoglobin, Hb: Deoxy-Hemoglobin), 저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학 등 임상 분야에서 중요한 파라미터 중의 하나로 사용되고 있다[11-14].

최근에는 과격한 운동으로 인한 응급상황 모니터링을 위해 일반인들의 이용 사례가 증가하고 있다. SpO₂를 측정하는 방법에는 혈액에 직접 접근하는 관혈 방법과 혈액에 간접적으로 접근하는 비관혈 방법이 있는데, 관혈 방법은 주변 생리학적 환경의 순간적인 변화에 따라 오차가 크기 때문에 혈관에 빛을 투과하여 나타나는 투과율을 활용하는 비관혈적인 방법이 더 정확할 뿐 아니라 편리하기 때문에 널리 활용되고 있다. 이 방법은 Beer-Lambert 투과 법칙에 기반하고 있는데, 그 개념은 그림 2와 같다[15-17]. 즉, 세기 I_0 인 입력 광원이 감쇠상수 $\epsilon(\lambda)c$ 인 물질을 길이 d 만큼 통과했을 때 출력되는 투과광원의 세기 I 를 계산할 수 있다는 점에 착안하여 산소 포화도를 측정할 수 있다는 것이다.

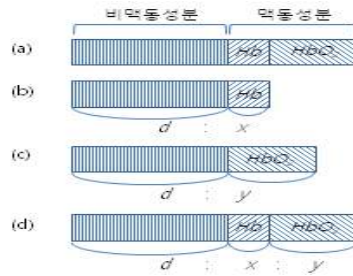


그림 4. 인체 조직의 구성
 Fig. 4 The Composition of Human Body

• 투과광원의 세기와 거리와의 관계

그림 3에서 거리 d 를 투과한 광원과 $(d + \Delta d)$ 를 투과한 광원의 측정 세기를 각각 I 와 I' 이라 했을 때 그 계산식은 아래와 같다.

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)d} \tag{1}$$

$$I' = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)(d + \Delta d)} \tag{2}$$

위 식 (1), (2)로부터 아래의 식 (3)을 유도할 수 있는데, 이를 다시 말하면 두 투과광의 세기의 비에 대한 로그 값은 곧 두 투과광의 투과거리의 차를 의미한다.

$$\begin{aligned} I'/I &= I_0 e^{-\epsilon(\lambda)(d + \Delta d)} / I_0 e^{-\epsilon(\lambda)d} = e^{-\epsilon(\lambda)\Delta d} \tag{3} \\ \therefore \ln(I'/I) &= -\epsilon(\lambda)\Delta d \end{aligned}$$

• SpO₂ 측정 원리

인체의 구성요소는 그림 4의 (a)와 같이 크게 피부, 뼈 등 비맥동 성분과 혈액의 헤모글로빈과 관련된 맥동 성분 등 두 가지로 분류할 수 있다. 헤모글로빈은 다시 산소와 결합된 HbO₂와 산소와 결합되지 않은 Hb로 구성되는데, 이 때 Hb와 HbO₂의 비가 산소포화도이다. 이러한 산소포화도는 그림 4의 (b)에 보인 비맥동과 Hb 맥동 사이의 비인 $d:x$ 와, (c)에 보인 비맥동과 HbO₂ 맥동 사이의 비인 $d:y$ 를 구하여 얻을 수 있다. 즉, $x:y$ 가 바로 우리가 얻고자 하는 산소포화도인 것이다. 우선, (b)의 Hb를 위한 $1:x$ 의 비는 아래의 과정으로 구할 수 있다.

- HbO₂ 물질에서의 투과율이 우수한 파장 λ_1 의 광원을 그림 4 (a)의 인체 조직에 입사시키면 HbO₂ 물질이 무시되어 (b)의 상황이 유도된다.
- 위의 파장 λ_1 의 광원을 혈관이 수축되었을 때 입사시키면 Hb가 거의 없는 상태 즉, 비맥동

성분에서의 투과광 I 를 얻을 수 있고, 혈관이 이완 되었을 때 입사시키면 비맥동 및 Hb 에서의 투과광 I 를 얻을 수 있다.

- 식 (3)에 의하여 Δd 즉, (b)의 x 를 구할 수 있다.

HbO₂를 위한 $d:y$ 의 비는 파장 λ_1 의 광원과는 반대로 Hb에서의 투과율이 우수한 파장 λ_2 의 광원을 이용하여 유도된 (c)에서 동일한 방법으로 구할 수 있다. λ_1 의 광원으로는 파장 660nm 근처인 적색광이, λ_2 의 광원으로는 파장 905nm 근처인 근적외선이 적합한 것으로 알려져 있다. 이와 같이 Beer-Lambert 투과 법칙에 의해 발광부 반대편에 수광부를 설치하여 투과 광량을 직접 측정하는 형태를 투과형이라 부른다.

대부분의 SpO₂ 센서는 손가락 끝에 끼워 사용하는 투과형인데, 이는 레이저 활동 중에는 거의 사용될 수 없다. 반대로, 반사형 SpO₂ 센서는 수광부를 발광부와 같은 쪽에 설치하여 투과하고 남은 광량이 반사되는 광량을 측정하여 투과 광량을 간접적으로 측정한다. 이 연구에서는 손목에 시계 형태로 거치할 수 있도록 반사형 SpO₂ 센서를 개발한다.

III. SpO₂ 센서 기반 휴대형 생체신호 모니터링 시스템 설계 및 구현

1. 목표 시스템 전체 구조

이 연구에서 개발한 SpO₂ 센서 기반 휴대형 생체신호 모니터링 시스템의 전체적인 구조를 그림 5에 보였고, 각 모듈별 기능은 아래와 같다.

- 손목형 SpO₂ 센서 노드

손목에 시계 형태로 거치되어, 손목 안쪽 요골동맥의 산소포화도와 맥박의 측정 값을 LCD 디스플레이에 표시하고, 정제된 데이터를 RF 통신으로 게이트웨이에 전송한다.

- 완장형 게이트웨이

팔 윗부분에 완장 형태로 거치되어 RF 통신을 거쳐 SpO₂ 센서 노드로부터 전달받은 데이터를 CDMA·인터넷 망을 통하여 분석 서버로 전송한다.

- 분석 서버

수집된 산소 포화도 및 맥박 데이터를 웹 기반으로 분석하여 개인별 레이저 활동 및 건강관리에 활용될 수 있도록 한다(이 논문 범위에서는 제외).

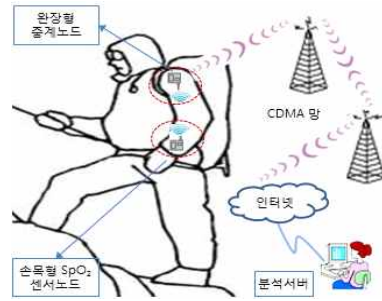


그림 5. 목표 시스템 구조

Fig. 5 The Architecture of the Target System

표 1. SpO₂ 센서 노드 모듈별 스펙

Table 1. Specifications of the Modules in the SpO₂ Sensor Node

모듈	항목	스펙
제어부	Model	ATmega1281
	Clock Speed	7.3728MHz
	Flash	128KB
	RAM	8KB
	Power	3.3V
통신부	ADC	LTC1864L(16Bit)
	Model	CC2420
	Frequency	2.4GHz
	MAC/PHY	IEEE 802.15.4
	Modulation	O-QPSK
센서부	BPS	256Kbps
	Interface	SPI
	Model	DCM02
	Type	Reflective
	Integrated Dual Emitter and Photo Detectors	
	Current	20mA(RED, IR)
디스플레이	Model	ST7567(LCD)
	Type	COG, FSTN, Pstitive
	Operating	1/32 Duty, 1/6 Bias
전원부	View Angle	12 O'Clock
	Model	MIC5330-SPYML
충전부	Dual, 300mA μ Cap LDO	
	Ultra-low dropout voltage : ULDO™75mV @ 300mA	
	Model	MAX1508ETA
	Battery	Li-Ion
충전부	Range	+ 4.25V ~ +13V
	Charge Status Output(CHG) for LED or MCU Interface	

2. SpO₂ 센서 노드 하드웨어 설계·구현

센서 노드는 제어부, 통신부, 센서부, 디스플레이부, 그리고 전원·충전부로 구성되고 주요 부품 스펙은 표 1과 같고, 이 연구의 가장 핵심 내용인 SpO₂ 센서부의 회로도, 2단 PCB 사진, 목업 디자인, 시제품 사진을 그림 6-9에 보였다.

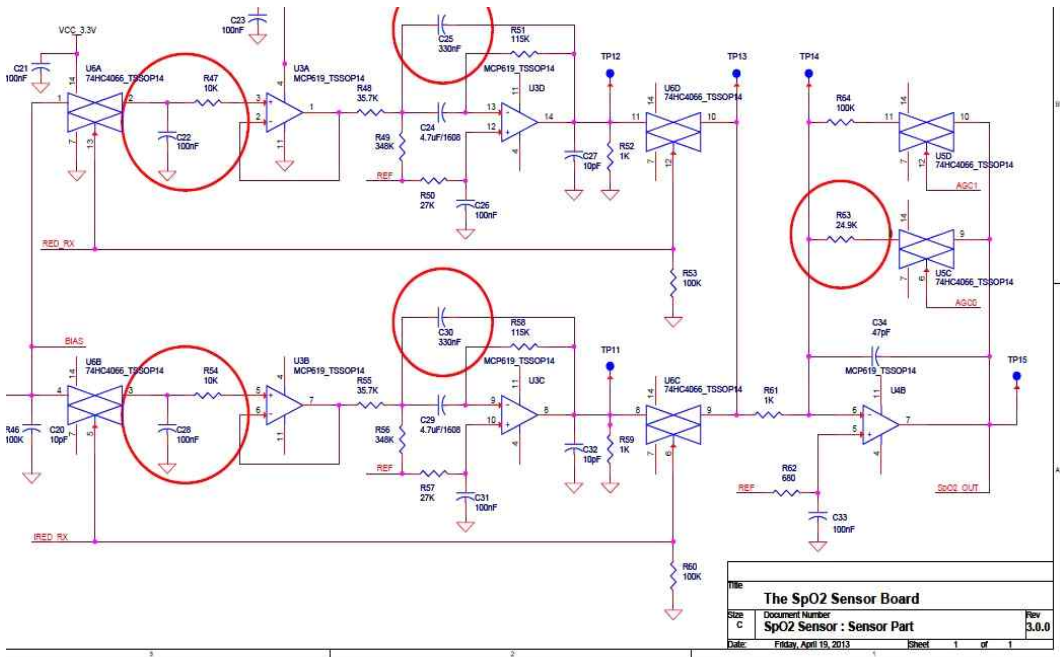


그림 6. SpO₂ 센서 모듈의 수광부 회로도

Fig. 6 The Light-receiving Circuit Diagram of the SpO₂ Sensor Module



그림 7. SpO₂ 센서 노드 PCB 사진
Fig. 7 The Photo of the SpO₂ Sensor Node PCB



그림 8. SpO₂ 센서 노드를 위한 목업 디자인
Fig. 8 The Mock-up Design for the SpO₂ Sensor Node



그림 9. SpO₂ 센서 노드 시제품 모습
Fig. 9 The Photo of the Prototype of the SpO₂ Sensor Node

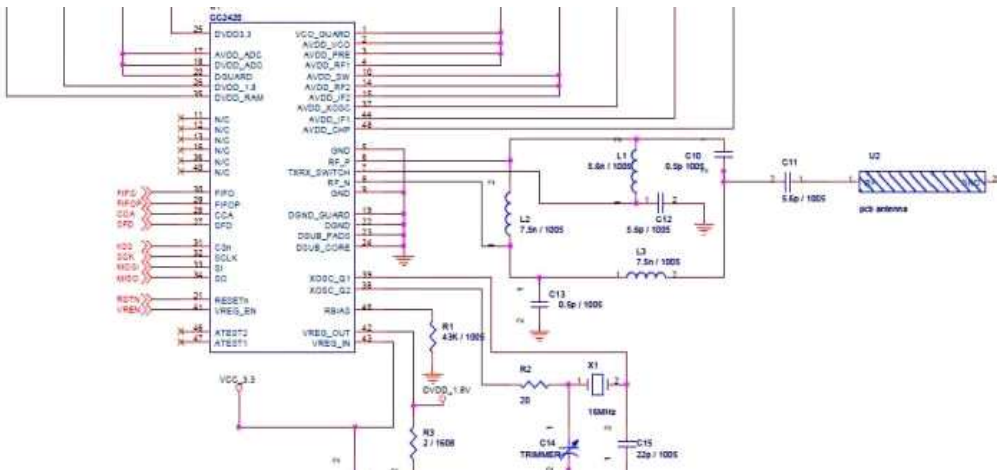


그림 10. 중계 노드의 RF 통신부의 회로도

Fig. 10 The Circuit Diagram of the RF Module in the Gateway Node

표 2. 중계 노드 모듈별 스펙

Table 2. Specifications of the Modules in the Gateway Node

모듈	항목	스펙
제어부	SpO ₂ 센서 노드와 동일(ADC 제외)	
RF 통신부	SpO ₂ 센서 노드와 동일	
CDMA 통신부	Model	MSM6025(Qualcomm)
	Frequency	800MHz
	Interface	RS-232C
	IS-95A / IS-95B / IS-2000 Rel. 0	
GPS부	Model	AKS6H
	Update	10Hz
	세라믹 패치 안테나 -165dBm 고감도 수신	
전원부	SpO ₂ 센서 노드와 동일	
충전부	SpO ₂ 센서 노드와 동일(배터리는 Li-polymer)	



그림 12. 중계 노드 시제품 모습

Fig. 12 The Photo of the Prototype of the Gateway Node



그림 11. 중계 노드 PCB 사진

Fig. 11 The Photo of the Gateway Node PCB

3. 중계 노드 하드웨어 설계 · 구현

중계(게이트웨이) 노드는 제어부, RF 통신부, CDMA 통신부, GPS부, 그리고 전원·충전부로 구성되고 주요 부품 스펙은 표 2와 같다. 그림 10에 중계 노드의 RF 회로도를 보였고, 그림 11에는 PCB 전체 모습을 보였다. 그리고 그림 12는 중계 노드의 시제품 모습인데, 스마트폰의 약 절반이다.

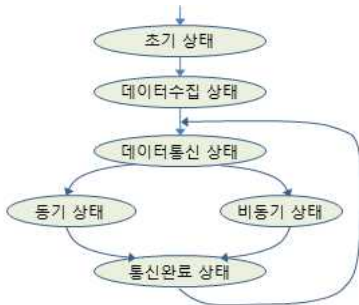


그림 13. SpO₂ 센서 노드 펌웨어 상태 천이도
Fig. 13 The State Change Diagram of the SpO₂ Sensor Node Firmware

4. SpO₂ 센서 노드 소프트웨어 설계 · 구현

본 시스템의 노드 소프트웨어는 WinAVR[18] C 컴파일러 및 AvrStudio4.19[19] 환경에서 운영 체제를 사용하지 않는 펌웨어 형태로 이루어지고, SpO₂ 센서 노드 소프트웨어는 그림 13의 상태 천이도를 따르며 각 상태별 타스크 내용은 아래와 같다.

- 초기 상태
 - MCU의 GPIO, POWER, TIMER, UART, LCD 모듈 초기화, SpO₂ 센서모듈의 DAC PWM 및 TX/RX의 포트 설정,
 - 외부 스위치의 인터럽트 설정
- 데이터 수집 상태
 - PWM 칼리브레이션은 SpO₂ 측정을 위해 가시광선 및 적외선 LED의 파워 세기를 조절하는 부분으로 SpO₂ 모듈의 Bias 부분을 MCU의 10Bit ADC를 이용하여 2V로 조절
 - 칼리브레이션 부분은 데이터 수집 초기에 한번만 이루어지며 측정된 SpO₂값이 유효하지 않으면 칼리브레이션 재시도
 - 크게 LED 발광부 및 수광부와 SpO₂ 값 측정부분으로 구성되고, LED 발광 및 수광은 타이머에 의해 각각 360Hz로 수행
 - LED 수광부에서 광량을 측정하여 16Bit ADC를 이용하여 디지털 값으로 변경
 - 데이터 수집은 최소 6초 이상 진행하며 데이터 수집이 완료되면 데이터 통신 상태로 이동
- 데이터 통신 상태
 - 중계노드에게 동기화 요구 혹은 데이터 전송

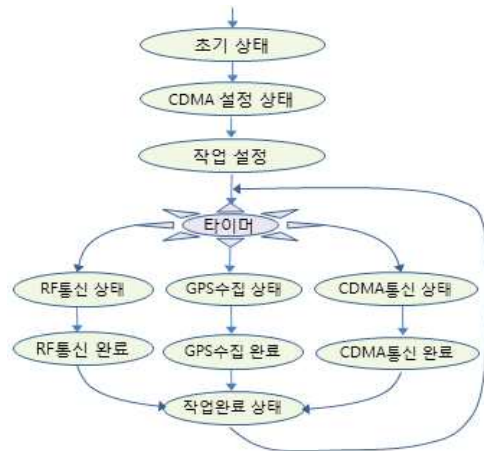


그림 14. 중계 노드 펌웨어 상태 천이도
Fig. 14 The State Change Diagram of the Gateway Node Firmware

- 동기 또는 비동기 상태로 구분. 비동기 상태는 중계노드와의 통신이 이루어지지 않은 상태로 타임정보를 가지고 있지 않음
- 데이터 통신에서 응답 패킷을 수신하지 못할 경우 3 번까지 재시도. 만약 3 번의 데이터 통신상태 주기 동안 전송이 실패(즉 9번의 데이터 전송 실패)하면 비동기 상태로 전환

5. 중계 노드 소프트웨어 설계 · 구현

그림 14에 중계 노드 소프트웨어 상태 천이도를 보였고, 각 상태별 타스크 내용은 아래와 같다.

- 초기 상태
 - MCU의 GPIO, POWER, TIMER, UART, CDMA 모듈, GPS 모듈 초기화
 - 외부 스위치의 인터럽트 설정
- CDMA 설정 상태
 - CDMA 모듈을 이용하여 서버와 타임스탬프 교환. 타임스탬프 교환에 실패하면 계속 재시도
 - 타임스탬프는 데이터 수집시간에 사용됨
 - MCU와 CDMA 모듈은 UART 통신 이용. MCU가 CDMA 모듈로 TCP_OPEN 명령을 보내면 CDMA 모듈이 응답(서버의 IP 주소 및 포트번호를 전송하고 응답 대기)
 - 연결완료 후 타임스탬프 교환하여 네트워크의 기준시간 설정(실내에서는 GPS 수신이 안되기 때문에 GPS 시간 사용치 않음)

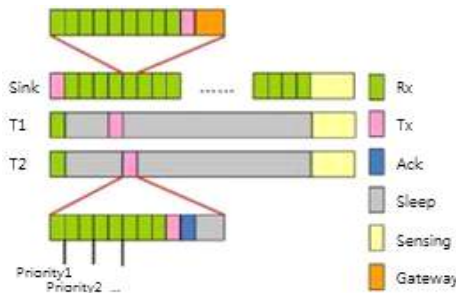


그림 15. IMSN 프로토콜 개념
Fig. 15 The Concept of IMSN

- RF 통신 상태
 - SpO₂ 센서노드로부터 데이터를 수신하고 응답
 - RF 트랜시버를 RX 상태로 유지하고 수신대기
 - 데이터 수신 후에도 RF 상태를 RX로 계속 유지(3절 RF 통신 프로토콜 참조)
- GPS 수신 상태
 - MCU는 UART를 통해 GPS 모듈과 통신. UART 통신완료 인터럽트 발생하면 GPS 데이터를 파싱하여 경도와 위도를 계산
 - 데이터가 유효하지 않으면 3번까지 재시도
- CDMA 통신 상태
 - SpO₂ 센서노드로부터 수신한 데이터를 CDMA 모듈을 이용하여 서버로 전송. 서버와의 TCP 연결은 CDMA 설정 부분과 동일
 - 메모리의 데이터는 HEX 값으로 저장되어 있지만 CDMA 모듈은 ASCII 값으로 전송하기 때문에 MCU는 UART로 통신하기 전에 HEX값을 ASCII 값으로 변경. 데이터는 256 Byte 단위로 분리하여 전송(ASCII 데이터는 512Byte)

6. SpO₂ 센서 노드와 중계 노드(게이트웨이)간 RF 통신 프로토콜

손목형 SpO₂ 센서 노드와 완장형 중계 노드간의 RF 통신은 [20]에서 제안된 IMSN(Intelligent Mobile Sensor Network) 프로토콜을 이용한다. IMSN은 그림 15와 같이 경쟁기반과 비경쟁 기반을 혼합하여 저전력, 확장성을 확보하였고, 메시지 유형(긴급, 일반)과 노드 주소에 따라 우선순위를 부여하여 QoS를 이루었으며 싱크(중계) 노드는 수신 즉시 Ack 신호를 보냄으로써 신뢰성을 높였다. 또한, IMSN은 싱크 노드와 일반 노드가 원홉 스타

토폴로지로 망을 구성하고 TDMA 방식으로 저전력, 충돌 제어가 가능하다. 싱크 노드는 주기적으로 비컨 메시지를 송신하고 나머지 슬롯은 수신 구간으로 할당하며 메시지를 수신 받으면 즉시 Ack 처리 한다. 일반 노드(SpO₂ 센서 노드)들은 비컨 구간, 송신 구간, 센싱 구간을 제외하고 슬립(sleep) 함으로써 저전력을 실현한다.

IV. 구현 시스템 실험·평가

1. SpO₂ 센서 모듈 성능

이 연구의 핵심인 SpO₂ 센서의 기능 및 성능을 검증하기 위하여 인증을 통과하고 상용화된 투과형 SpO₂ 센서인 MM100plus[21]을 사용하여 손가락에서의 측정 결과와 구현 센서의 측정 결과를 비교한다. 센싱 환경 특성상 두 센서의 동시 측정이 불가능하고, 측정 값 또한 시간에 따라 정확히 일치하지 않으므로 파형의 일치성과 최대·최소값의 추이를 육안으로 비교해야 한다(임상 진료시 SpO₂ 센서의 측정 결과는 파형 및 최대·최소값으로 활용됨).

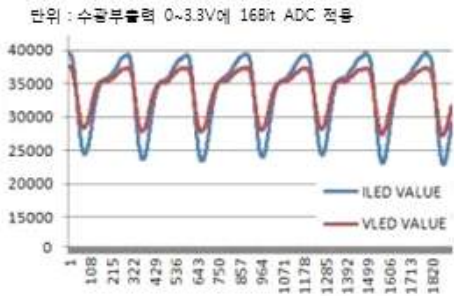
- 상세 실험 방법
 - ILED(IR) & VLED(Red) 각각 360Hz 속도로 샘플링
 - ILED & VLED 각각 1536개의 데이터 수집
 - 데이터 샘플링 시작 후 약 10초 후부터 데이터 수집
 - 8th Average Moving Filter 적용

▪ 결과 분석

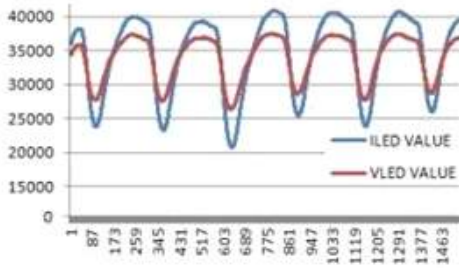
그림 16은 MM100plus와 구현 센서 모듈의 측정 결과 그림인데, 파형 및 최대·최소 측면에서 뚜렷한 차이는 발견되지 않는다. 다만, 반사형의 경우 주변에 존재하는 빛에 대한 영향이 상대적으로 크기 때문에 편차가 약간 크다.

2. 손목 요골 동맥에서의 성능

손목의 등(바깥쪽)은 혈관이 많지 않아 근원적으로 SpO₂ 의 센싱이 불가능하기 때문에 이 연구에서는 그림 17과 같이 모세 혈관은 적지만 비교적 큰 혈관인 요골 동맥이 지나는 손목 안쪽을 센싱 목표 영역으로 설정한다. 그림 18은 구현된 센서에 의해 손가락에서와 동일한 방법으로 측정된 결과인데, 매우 양호한 정형파를 보여주고 있다. 즉, 이로



(a) 투과형(MM100plus) 측정 결과



(b) 개발 센서 모듈(반사형)의 측정 결과

그림 16. 센서 모듈 성능

Fig. 16 The Performance of the Sensor Module

- (a) A Reflective Sensor(MM100plus)
- (b) The Developed Clairvoyant Sensor



그림 17. 요골 동맥의 SpO₂ 측정

Fig. 17 Measurement of SpO₂ in Aorta Radialis

부터 구현된 손목형 SpO₂ 센서 모듈의 효용성을 검증할 수 있다.

3. RF 통신 성능

SpO₂ 센서 노드로부터 중계 노드까지의 RF 통신 신뢰성을 검증하기 위하여 아래 방법으로 통신 실험을 실시한다.

- 두 노드 사이의 거리를 약 1m로 유지한 채 무작위로 조금씩 이동
- 1회에 1,000개의 데이터 전송, 총 3 회 실시

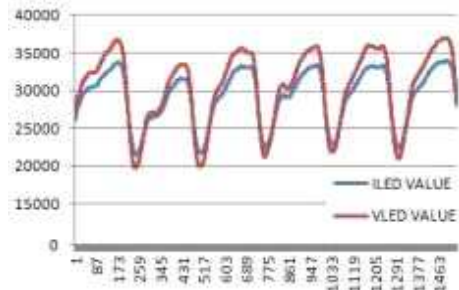


그림 18. 요골 동맥에서의 SpO₂ 측정 결과

Fig. 18 The Result of SpO₂ Measurement in Aorta Radialis

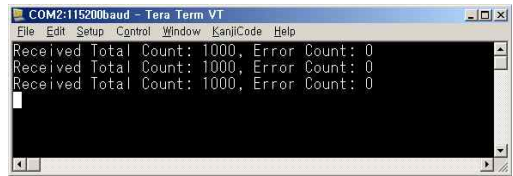


그림 19. RF 통신 테스트 결과

Fig. 19 The Result of RF Communication Test

- 1,000개 데이터 송수신 완료 후 중계노드의 버튼을 누르면 UART를 통해 PC로 결과 출력

그림 19에서 보는 바와 같이 RF 통신 신뢰성이 매우 양호하다.

V. 결론

과거에는 의료전문인들만의 전유물이었던 의료 기기들이 최근에는 일반인들의 자기 건강관리를 위한 도구로서 보급률이 급속하게 높아지고 있다. 이 연구에서는 생활의료기기 사업 아이템의 하나로 손목형 SpO₂ 센서 모듈과 완장형 중계 노드를 개발하고 그 성능을 검증하였다. 개발된 u-헬스케어 시스템은 등산, 하이킹, 자전거 운동 등 레저 활동인이나 가벼운 외출 활동 중인 노약자들을 위해 설계되었다는 데 큰 의미가 있다. 앞으로 의료기기로서의 인증을 거쳐 사업화 및 상용화될 예정이다.

References

[1] S. Eom, Y. Chang, "An Implementation of Wireless Monitoring System for Health Care," The journal

- of the Korea Institute of Maritime Information & Communication Sciences, Vol. 12, No. 8, pp.1401-1406, 2008 (in Korean).
- [2] M. Kim, T. Ha, "A Study on Ubiquitous Business Model - Focused on Market Segmentation," The Journal of Digital Policy & Management, Vol. 7, No. 3, pp. 93-102, 2009 (in Korean).
- [3] C.M. Lee, S.K. Oh, D.J. Choi, "Design and Implementation of U-Health System for Active Oxygen Measurement Data based on Mobile Phone," Smart media journal, Vol 1, No. 4, pp.52-58, 2012 (in Korean).
- [4] M. Weiser, *The Computer for the Twenty-First Century*, *Scientific American*, 1991, pp. 94-100.
- [5] J. Seo, H. Park, "m-Health System for Processing of Clinical Biosignals based Android Platform," Journal of The Korea Society of Computer and Information, Vol. 17, No. 7, pp.97-106, 2012 (in Korean).
- [6] V.M. Jones, R. Huis in't Veld, R.B. Bults, B. van Beijnum, I. Widya, M. Vollenbroek-Hutten, H. Hermens, "Biosignal and Context Monitoring: Distributed Multimedia Applications of BodyArea Networks in Healthcare," Proceedings on IEEE Workshop of Multimedia Signal Processing, pp.820-825, 2008.
- [7] J. Kim, "Design and Implementation of a Ubiquitous Health Care System based on Sensor Network," The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 8, No. 1, pp.143-151, 2008 (in Korean).
- [8] Y. Han, "A Study on Monitoring of Bio-Signal for u-Health System," The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 16, No. 3, pp.9-15, 2011 (in Korean).
- [9] Y. Han, "Development of communication module for the wireless transmission of oxygen saturation(SpO₂) and display software," Journal of digital contents society, Vol. 11, No. 2, pp.277-282, 2010 (in Korean).
- [10] G. Kim, "Ubiquitous Health Care Smart System base on Bluetooth," Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering, Vol. 16, No. 6, pp.1153-1157, 2012 (in Korean).
- [11] Y. Lin, P. Huang, W. Wu, J. Lin, S. Tang "SpO₂ Surveillance for Hiking," Proceedings on European IFMBE Conference, Vol. 37, pp.686-688, 2012.
- [12] S. Han, Y. Kim, "Algorithm for reduction of motion artifact generated in SpO₂ measurement," Proceedings on the Korean Institute of Information and Communication Sciences Conference, pp.860-863, 2003 (in Korean).
- [13] J.W. Lee, J.H. Lee, I.T. Kang, G.H. Kim, G.K. Kim, "Filter Design to Eliminate Motion Artifact of Pulse Oximetry," Journal of biomedical engineering research, Vol. 22, No. 5, pp.431-438, 2001 (in Korean).
- [14] S. Kang, Y. Park, A. Oh, J. Jean, "A Study on the Development of Pulse Oximeter based on Standard Protocol," Proceedings on the Korean Institute of Information and Communication Sciences Conference, pp.751-753, 2003 (in Korean).
- [15] S.J. Kim, D.Y. Hwang, G.J. Chun, J.Y. Lee, S.K. Chung, G.W. Yoon, "Signal processing method and diagnostics algorithm for arterial oxygen-saturation measurement," Journal of the Optical Society of Korea, Vol. 11, No. 6, pp.452-456, 2000 (in Korean).
- [16] Y.S. Park, K.E. Kim, H.S. Lim, D.G. Yang, W. Huh, "A Study on Implementation of Pulse Oximeter System," Proceeding on the Korean Society of Medical & Biological Engineering Spring Conference, Vol. 15, No. 1, pp.116-119, 1993 (in Korean).
- [17] G.R. Blackwell, "The Technology of Pulse Oximetry," Biomed. Instrum. & Tech, pp. 188-193, May/June. 1989.
- [18] WinAvr Projects, <http://winavr.sourceforge.net/>
- [19] Atmel Corporation, "AVR Studio 4.19", Atmel Tools, 2012.
- [20] H. Chung, J. Moon, S. Park, H. Lee, L. Park, T. Chung, "Design and Implementation of a Wireless Sensor Network Protocol for a Smart Power Outlet System," Journal of IEMEK, Vol. 7 No. 6, pp.291-330, 2012 (in Korean).
- [21] MEKICS Co., Ltd(<http://www.mek-ics.com>)

저 자 소 개

이 형 봉



1984년 서울대학교 계산통계학과 학사.

1986년 서울대학교 계산통계학(전산과학)과 석사.

2002년 강원대학교 컴퓨터과학과 박사.

1986~1994년 LG전자 컴퓨터연구소 선임연구원.

1999년~2003년 호남대학교 조교수.

2004년~현재, 강릉원주대학교 컴퓨터공학과 교수

관심분야: 임베디드 소프트웨어, 센서 네트워크, 운영체제

Email: hblee@gwnu.ac.kr

정 태 윤



1987년 연세대학교 전기공학과 학사.

1989년 연세대학교 전기공학과 석사.

2000년 연세대학교 전기컴퓨터공학과 박사.

1989년~1996년 삼성종합기술원 선임연구원.

1996년~2001년 삼성전자 중앙연구소 책임연구원.

2001년~현재, 강릉원주대학교 전자공학과 교수, 강원임베디드소프트웨어연구센터 센터장.

관심분야: 임베디드 시스템, 센서 네트워크, 영상 부호화.

Email: tychung@gwnu.ac.kr

박 성 욱



1993년 연세대학교 전자공학과 학사.

1995년 연세대학교 전자공학과 석사.

1998년 연세대학교 전자공학과 박사.

1998년~2009년 삼성전자 DM연구소 수석연구원.

2009년~현재, 강릉원주대학교 전자공학과 부교수

관심분야: 임베디드 소프트웨어, 센서 네트워크, 영상 부호화.

Email: swpark@gwnu.ac.kr