

아나로그디바이스의 Healthcare solutions 이해하기



INDEX

MAX32664 기반의 웨어러블용 광학식 측정 솔루션.....	Page 1~4
임상 등급의 생체 신호 감지용 AFE를 활용한 위험 질병 조기 진단 가능 ...	Page 5~8
일차전지를 사용하는 원격 환자 모니터링 애플리케이션용 전원공급장치 설계 고려사항	Page 9~13
광혈류 측정(PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 전원장치 서브시스템 - 1부.....	Page 14~21
광혈류 측정(PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 전원장치 서브시스템 - 2부.....	Page 22~28
ADI와 팜센스(PalmSens)가 공동 개발한 전기화학 바이오센서 POC 진단용 정전위기 모듈	Page 29~32
오픈소스 평가 플랫폼을 활용한 초음파 송신 서브시스템 프로토타이핑 방법.....	Page 33~39

MAX32664 기반의 웨어러블용 광학식 측정 솔루션

글: 테리 우(Terry Wu) 저전력 마이크로 담당 선임 애플리케이션 엔지니어 /
아나로그디바이스(Analog Devices, Inc.)

머리말

웨어러블 시장에서 광 혈류 측정(photoplethysmography, PPG) 기술에 기반한 광학식 측정 솔루션이 점점 더 널리 사용되고 있다. 아나로그디바이스(ADI)는 웨어러블 기기의 건강 모니터링 기능 구현을 위한 포괄적인 광학식 바이오센싱 솔루션을 제공한다. 이 글에서는 ADI의 이러한 센서 솔루션 중에서 광학식 생체 지표 측정 알고리즘과 MAX32664 저전력 생체측정 센서 허브의 특징과 이점에 대해 설명한다.

ADI의 포괄적인 광학식 바이오센싱 솔루션

그림 1에서 보듯이 웨어러블 애플리케이션을 위한 ADI의 포괄적 광학식 바이오센싱 솔루션은 크게 네 부분으로 이루어진다:

- ▶ **탁월한 성능의 센서:** ADI는 귀, 손목, 손가락, 이마, 복부와 그 외 인체 부위 측정용으로 일련의 광학식 측정 센서 제품들을 제공한다. 이러한 센서 제품을 사용해 심박수(HR), 심박 변이도(HRV), 혈압 추이(BPT), 혈중 산소 포화도(SpO2) 같은 다양한 생체 지표

를 측정할 수 있다. ADI의 센서 제품은 작은 크기, 저전력 소모, 높은 신호대 잡음비(SNR)가 특징이며, 측정 시스템에 고품질 원시 데이터를 제공한다.

- ▶ **고성능, 고정확도의 생체 지표 측정 알고리즘:** ADI의 알고리즘 팀이 기본적인 생체 지표(HR, HRV, SpO2, BPT) 측정을 위한 알고리즘을 개발했으며, 이 알고리즘 출력 정확도는 미국 FDA의 측정 기준을 충족하는 것으로 확인됐다. ADI의 알고리즘이 제공하는 결과를 활용해 동작 감지나 수면 모니터링 같은 고급 애플리케이션을 구현할 수 있다. 사용자는 각 애플리케이션에 적합한 알고리즘 모듈을 선택할 수 있다. MAX32664 저전력 바이오센싱 허브에는 모든 알고리즘이 포함되어 있으므로 호스트 마이크로컨트롤러(MCU)가 시스템에 필요로 하는 다른 작업들을 처리할 수 있으며 알고리즘 라이선스와 관련한 작업 부담을 덜어준다.
- ▶ **시스템 차원의 설계 시뮬레이션과 검증:** 생체 지표를 측정하기 위해서는 다양한 인종, 피부색, 체모, 혈류량, 그 밖의 다양한 생물학적 요소들을 고려해야 한다. 이러한 요소들이 측정 결과에

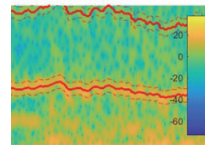
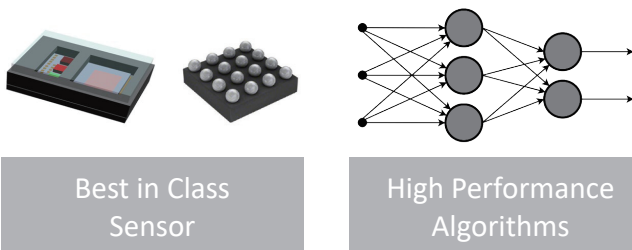


그림 1: ADI의 포괄적 광학식 바이오센싱 솔루션

영향을 줄 수 있기 때문이다. 광학식 측정 기법은 구조적으로 주변 빛으로부터 간섭에 취약하며, 극히 낮은 수준의 신호가 하드웨어 설계 상의 다른 고주파 신호 간섭에 의해서 영향을 받을 수 있다. 이러한 여러 요인들 때문에 제품 설계가 매우 까다롭다. 이에 ADI는 설계 편의성을 위해 포괄적인 레퍼런스 디자인을 제공한다. 사용자는 이 레퍼런스 디자인을 필요에 맞게 조정해서 자신만의 맞춤형 설계를 달성할 수 있고, 제품 설계 기간도 크게 단축할 수 있다.

- ▶ **전문적인 임상 검증 지원:** ADI는 풍부한 임상 검증 경험을 축적하고 있으며 세계 여러 나라의 인증 기관들과 협력 관계를 구축하고 있다. 이러한 경험을 바탕으로 사용자가 임상 검증을 실시하고 해당 인증 기관으로부터 인증을 취득하도록 돕는다.

ADI의 포괄적인 광학식 바이오센싱 솔루션은 사용자가 제품 기능을 유연하게 선택하고, 제품 설계와 검증에 소요되는 시간을 크게 줄일 수 있게 해준다. 또한 사용자는 이 솔루션을 자사 개발 플랫폼에 유연하게 통합할 수 있으므로, 이 또한 개발 시간을 줄이는 데 도움이 된다.

MAX32664 센서 허브 소개

MAX32664는 ADI의 생체 지표 측정 솔루션의 하나로, 웨어러블용 펌웨어와 알고리즘을 포함한다. 이 센서 허브가 ADI의 광학 센서 솔루션과 통신하고 원시 데이터나 알고리즘 데이터를 출력한다. 호스트가 I²C 인터페이스를 통해서 MAX32664의 출력을 읽는 것만으로 필요한 생체 측정 결과를 획득할 수 있다. 그림 2는 이 전체적인 시스템 블록 다이어그램을 보여준다.

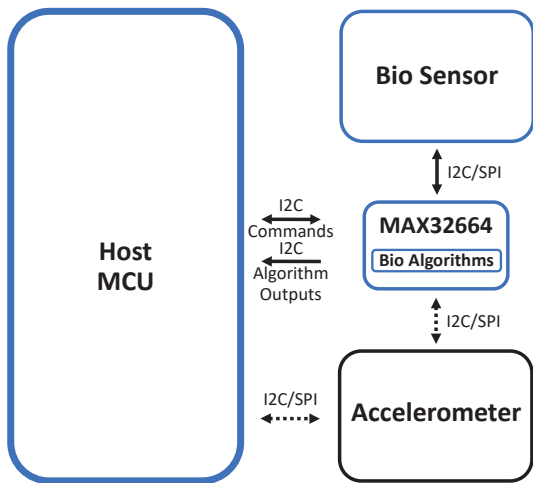


그림 2: 시스템 블록 다이어그램

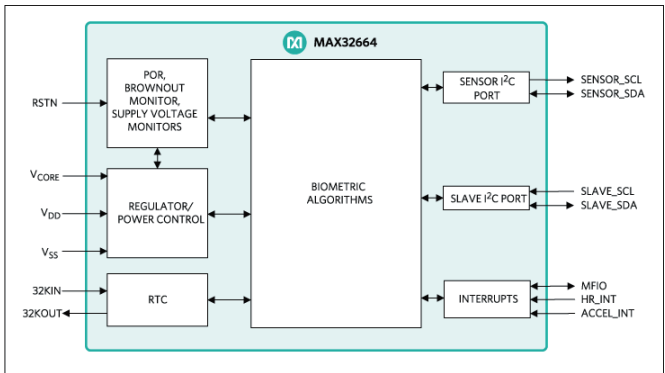


그림 3: MAX32664 하드웨어 블록 다이어그램

센서 허브의 하드웨어 특징

MAX32664는 ADI의 초저전력 MCU이다. 그림 3의 블록 다이어그램에서 보듯이, MAX32664는 다음과 같은 특징을 가지고 있다:

- ▶ 탁월한 컴퓨팅 성능: 초저전력 Arm® Cortex®-M4 MCU를 기반으로 하며, 부동소수점 유닛(FPU)을 포함하고 높은 클럭(96MHz)으로 동작
- ▶ 높은 통합 수준: 256KB 플래시, 96KB RAM, 16KB 명령 캐시, 14개의 범용 I/O 핀 제공
- ▶ 페리퍼럴 자원: 센서와 통신하기 위한 SPI/I²C 인터페이스 1개, 호스트와 통신하기 위한 I²C 인터페이스 1개, 실시간 클럭(RTC) 및 UART 지원
- ▶ 작은 사이즈: WLP(1.6mm x 1.6mm x 0.65mm)
- ▶ 초저전력 소모: 작동 모드일 때 45μW/MHz, 데이터 보존 모드일 때 85nW/KB

풍부한 고성능 알고리즘

ADI의 알고리즘 팀은 5년 넘게 생체 지표 알고리즘을 개발해 왔으며, 기본형 알고리즘과 향상 애플리케이션 알고리즘을 포함해서 풍부한 알고리즘 포트폴리오를 구축하고 있다. 앞으로도 계속해서 기존 알고리즘을 더욱더 최적화하고 새로운 애플리케이션 알고리즘을 추가해 나갈 계획이다. 위의 알고리즘 모듈들을 MAX32664 센서 허브에 매끄럽게 통합할 수 있으며, 호스트가 I²C 인터페이스를 통해서 알고리즘 결과를 알 수 있어서 개발 작업을 크게 단축할 수 있다. 뿐만 아니라 각각의 센서 허브 제품에 대한 레퍼런스 디자인을 제공하므로, 사용자는 이 레퍼런스 디자인을 사용해서 즉시 데이터를 수집하고 평가 작업을 할 수 있다.

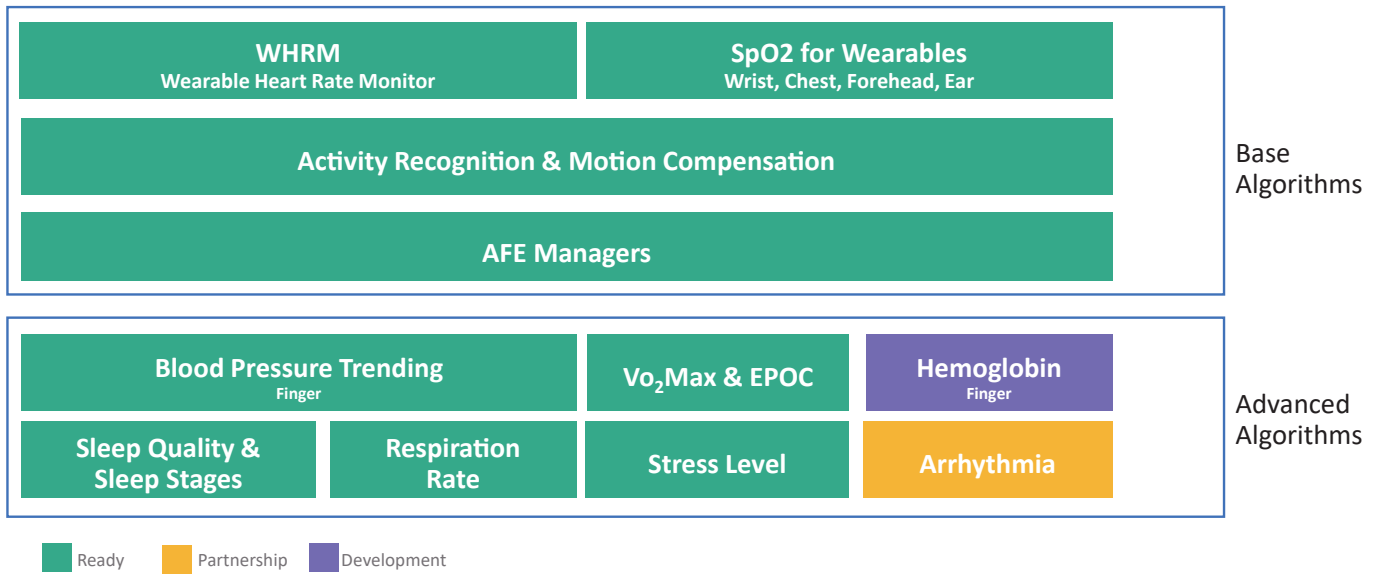


그림 4: 알고리즘 모듈 블록 다이어그램

그림 4에서 보듯이 다음과 같은 알고리즘 모듈을 제공한다:

▶ 기본형 알고리즘

- 아날로그 프런트엔드(AFE) 관리: 광학 센싱 제어, 신호 품질 계산, 알고리즘 정확도를 희생하지 않으면서 전력 소모 최소화, 최적의 광학 센서 구동 모드 선택
- 동작 검출 및 모션 보정: 휴식, 달리기, 자전거 타기 같은 기본적인 활동을 분류하고 모션 보정 실시
- 심박수 검출: HR과 HRV
- SpO2 측정: 손목, 이마, 귀 부위에 적합. 이는 수면의 질을 측정하기 위한 기본적인 지표임.

▶ 고급형 애플리케이션 알고리즘

- 수면의 질과 수면 상태
- BPT 측정: 현재로서는 손가락 부위만 지원. FDA 측정 기준을 충족하는 정확도
- 호흡수

측정 부위에 따른 알고리즘 솔루션

Body Location	Feature	Sensor Hub	Sensor IC	Demo
Finger Tip	HR, HRV, SpO2	MAX32664A	MAX30101/2	MAXREFDES220 
Finger Tip	HR, HRV, SpO2, BPT ¹	MAX32664D	MAX30101/2	MAXREFDES220-BPT ² 
Wrist, Forehead	HR, HRV, step count, calorie, activity classification	MAX32664B	MAX86140/1	MAXREFDES101 
Wrist, Forehead	HR, HRV, SpO2, step count, calorie, activity classification	MAX32664C	MAX86140/1	MAXREFDES102 ³ 

그림 5: 알고리즘 솔루션

그림 5에서 보듯이 ADI는 측정 부위 및 사용되는 광학 측정 센서에 따라 4가지 버전의 알고리즘 솔루션을 제공한다:

- ▶ MAX32664 A 버전: MAX30101/2 광학 측정 모듈을 사용해서 손가락으로 HR, HRV, SpO2를 측정할 수 있다.
- ▶ MAX32664 D 버전: MAX30101/2 광학 측정 모듈을 사용해서 손가락으로 HR, HRV, SpO2, BPT를 측정할 수 있다.
- ▶ MAX32664 B 버전: MAX86140/1 광학 측정 AFE를 사용해서 손목이나 이마로 HR, HRV 측정과 걸음 수 계산, 칼로리 계산, 동작 분류가 가능하다.
- ▶ MAX32664 C 버전: MAX86140/1 광학 측정 AFE를 사용해서 손목이나 이마로 HR, HRV, SpO2 측정과 걸음 수 계산, 칼로리 계산, 동작 분류가 가능하다.

센서 허브를 사용한 초저전력 애플리케이션 설계

표 1: MAX32664의 동작 모드와 전력 소모

(단위: mW)

작동 모드	단일 전원(VDD)	이중 전원(VDD+Vcore)
액티브	15.5664	9.64106
딥 슬립	0.00756	0.01383

- ▶ 표 1에서 보듯이, MAX32664는 전원 공급에 있어서 두 가지 방식이 가능하다. 어떤 방식을 사용하느냐에 따라서 MAX32664의 전력 소모가 꽤 차이가 난다는 것을 알 수 있다. 호스트의 전원장치가 여력이 되지만 한다면 이중 전원 모드(VDD+Vcore)를 선택할 것을 권장한다.
- ▶ ADI의 알고리즘 팀이 개발한 고도로 효율적인 알고리즘 설계에 MAX32664의 높은 컴퓨팅 성능을 결합함으로써 MAX32664가 알고리즘 결과를 극히 짧은 시간 안에 계산하고 자동으로 초저전력 딥 슬립 모드로 전환한다. 표 2에서 보듯이, 센서 허브의 평균 계산 시간은 5% 미만이며, 평균 전력 소모는 0.8mW 미만이며, 낮게는 0.43mW까지 이른다.
- ▶ MAX32664가 딥 슬립 모드로 전환한 후에는 슬립 웨이크업 핀 MFIO를 풀다운하는 것만으로 시스템을 기동할 수 있으므로 구현하기가 수월하다.

표 2: MAX32664의 평균 전력 소모

(VDD: 1.8V, Vcore: 1.1V, CPU 클럭: 96MHZ, 센서 허브 측정 간격: 1초)

알고리즘	CPU의 평균 계산 시간 (단위: %)	평균 전력 소모(단위: mW)	
		단일 전원	이중 전원
연속 심장 박동 + 연속 산소	4.7%	0.74	0.47
연속 심장 박동	4.3%	0.68	0.43
단일 심장 박동	4.3%	0.68	0.43
동작 감지	4.3%	0.68	0.43

알고리즘 온라인 업그레이드

MAX32664는 공장 설정 부트로더를 포함하고 I²C 인터페이스를 지원하므로, 알고리즘의 온라인 업그레이드가 가능하다. 즉, 생체측정 센서 허브가 공장을 떠난 후에도 새로운 알고리즘이나 또는 더 최적화된 알고리즘으로 업그레이드가 가능하다.

참고문헌

- ^{1.} MAX32664 website, <https://www.integrated.com/en/products/sensors/healthcare-sensor-ics/optical-health-sensors/sensor-and-sensor-algorithms.html>
- ^{2.} MAX32664 data sheet, <https://datasheets.integrated.com/en/ds/MAX32664.pdf>
- ^{3.} MAX30101 data sheet, <https://datasheets.integrated.com/en/ds/MAX30101.pdf>
- ^{4.} MAX86140 data sheet, <https://datasheets.integrated.com/en/ds/MAX86140.pdf>
- ^{5.} MAX32664 user guide, <https://www.integrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/6806>

임상 등급의 생체 신호 감지용 AFE를 활용한 위험 질병 조기 진단 가능

글: 앤드류 버트(Andrew Burt)

산업 및 헬스케어 사업부문 비즈니스 총괄 매니저 / 아나로그디바이스

오래 전부터 의료 전문가들은 인체의 건강을 나타내는 지표로서 생리적 활력 징후(vital sign)의 중요성을 인식하고 있었지만, 오늘날 COVID-19 팬데믹은 일반인들도 활력 징후의 중요성을 인식하게 만드는 계기가 되었다.

유감스럽게도, 지속적인 활력 징후 모니터링을 받는 대부분의 사람들은 이미 급성 질환으로 치료를 받고 있는 임상 환경에 놓여 있을 가능성이 높다. 미래의 의료 모델은 활력 징후를 질병 치료와 환자 회

복의 효과를 나타내는 지표로 사용하는 대신, 질병의 발병을 나타내는 잠재적 지표를 식별하는 도구로 지속적인 원격 활력 징후 모니터링을 사용하여 심각한 질병으로 악화하기 전에 가능한 빠른 초기 단계에서 임상 의사가 개입할 수 있도록 하는 것이다. 임상 등급 센서의 통합이 증가함에 따라 궁극적으로는 콘택트 렌즈처럼 주기적으로 폐기 및 교체하는 일회용 웨어러블 활력 징후 의료 패치를 개발할 수 있게 될 것이다.



그림 1: 입원 환자의 활력 징후를 기록하는 간호사(출처: Shutterstock)

많은 건강 및 피트니스 웨어러블 기기는 활력 징후 측정 기능을 제공하지만, 사용되는 센서의 품질(대부분 비임상 등급)과 센서가 장착된 위치, 착용하는 동안 신체 접촉의 질을 포함하여 여러 가지 이유로 판독의 무결성이 의심스러울 수 있다. 이러한 장치는 비의료 전문가들이 편리하고 편안한 웨어러블 기기를 사용하여 일상의 자가 관찰 욕구를 만족하기에는 충분할 수 있지만, 숙련된 의료 전문가가 개인의 건강을 적절하게 평가하고 정보에 입각한 진단을 내리는 데 필요한 성능과 정확도 기준에는 부족하다. 반면에 장시간에 걸쳐 임상 등급 활력 징후 관찰을 제공하기 위해 현재 사용되는 장치들은 다양한 정도의 휴대성을 갖추고 있지만 부피가 크고 불편하다.

이 글에서는 이러한 설계 솔루션을 위한 4가지 활력 징후 측정, 즉 혈중 산소포화도(SpO2), 심박수(HR), 심전도(ECG), 호흡수(RR)의 임상적 중요성을 검토하고, 각각 임상 등급 판독을 제공하는 최적의 설계 유형을 알아본다. 기존 측정 솔루션의 단점을 살펴본 후, 마지막으로 3가지 개별 바이오센서의 기능을 단일 패키지에 결합한 고도로 통합된 의료 센서 AFE를 소개한다. 이 AFE는 웨어러블, 일회용 활력 징후 건강 패치의 개념에 훨씬 가깝게 다가가는 잠재력을 가지고 있다.

혈중 산소포화도(SpO2)

건강한 사람은 혈중 산소포화도(SpO2) 수준이 보통 95 ~ 100%이다. 그러나 SpO2 수준이 93% 이하이면 호흡 곤란(COVID-19 환자의 일반적인 증상)을 경험한다는 것을 나타낼 수 있는데, 이는 의료 전문가가 정기적으로 모니터링해야 하는 중요한 활력 징후다. 광혈류측정(photoplethysmography, PPG)은 여러 개의 LED 송신기를 사용하여 표피 아래의 혈관을 비추고, 포토다이오드 수신기를 사용하여 반사된 광 신호를 검출하여 SpO2를 계산할 수 있는 광학 측정 기법이다. PPG는 손목에 착용하는 많은 웨어러블 기기에서 일반적인 기능이 되었지만, PPG 광 신호는 동작 잡음과 일시적으로 변하는 주변광으로 인해 간섭을 받기 쉬워 잘못된 판독을 할 수 있기 때문에 임상 등급의 측정 결과를 제공하지 못한다. 임상 환경에서 SpO2는 주로 움직이지 않는 환자의 손가락에 지속적으로 부착하는 옥시미터를 사용하여 측정된다(그림 2). 배터리를 사용하는 휴대용 버전도 있지만, 간헐적인 측정에만 실용적이다.



그림 2: 손가락에 끼워 SpO2를 측정하는 펄스 옥시미터(출처: Shutterstock)

심박수(HR)와 심전도(ECG)

건강한 사람의 심박수(HR)는 보통 분당 60 ~ 100회 정도이지만, 개별 맥박 사이의 시간 간격은 일정하지 않다. 심박 변이도(heart rate variability, HRV)라고 부르기도 하는 이것은 심박수가 여러 번의 심박 주기에 걸쳐 측정된 평균값이라는 것을 의미한다. 심장 근육이 수축할 때마다 혈액이 온 몸으로 흐르게 되므로 건강한 개인에게서 심박수와 맥박수는 거의 동일하다. 그러나 일부 심각한 심장 질환에서는 심박수와 맥박수가 달라질 수 있다. 예를 들어 심방세동(Afib) 같은 심장 부정맥의 경우 심장 내의 근육이 수축할 때 혈액을 온몸으로 제대로 보내지 못해 심실 내에 혈액이 고일 수 있는데, 이는 자칫 생명을 위협할 수 있는 상황이 될 수도 있다. 심방세동은 때때로 간헐적이고 일시적으로 짧은 시간 동안에만 일어나기 때문에 알아내기가 어렵다. 40세 이상 뇌졸중 환자의 4분의 1이 심방세동에 의해 일어난다는 세계보건기구(WHO)의 발표는, 이러한 증후를 감지하고 치료하는 것이 얼마나 중요한지 충분한 설명이 된다. PPG 센서는 심박수가 맥박수와 동일하다는 가정 하에 광학 측정을 하기 때문에 심방세동을 감지하는 데 PPG 센서에 의존할 수 없다. Afib를 감지하기 위해서는 장시간에 걸쳐 지속적으로 심장의 전기적 활동을 기록해야 한다. 심장의 전기적 신호를 그래프로 표현한 것을 심전도(ECG)라고 한다. 홀터 모니터(그림 3)는 이를 측정하기 위한 가장 일반적인 임상 등급 휴대용 장치이다. 이 장치는 임상 환경에서 사용되는 정적 ECG 모니터보다 더 적은 수의 전극을 사용하지만 특히 잠잘 때는 착용하기가 다소 번거롭고 불편할 수 있다.

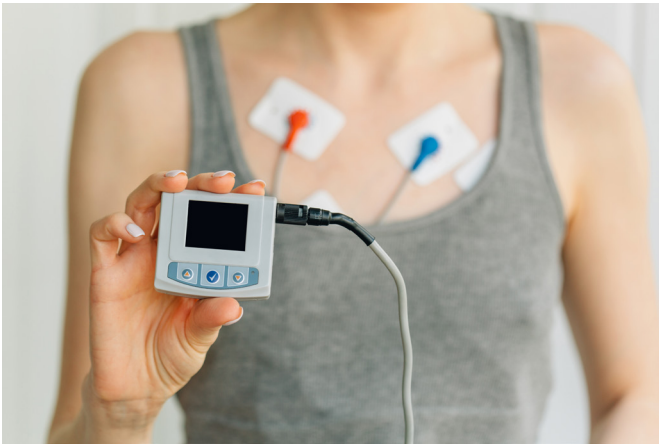


그림 3: 연속 ECG 모니터링을 위한 홀터 모니터 (출처: Shutterstock)

호흡수(RR)

대부분의 건강한 성인에게 기대되는 호흡수는 분당 12 ~ 20회이다. 분당 30회를 초과하는 호흡수는 열이나 기타 다른 이유에 의한 호흡 곤란을 나타내는 지표일 수 있다. 일부 웨어러블 솔루션은 가속도계 또는 PPG 기법을 사용하여 호흡수를 도출하지만, 호흡수의 임상 등급 측정에는 ECG 신호에 포함된 정보를 사용하거나 환자의 몸에 부착된 두개 이상의 전극을 사용하여 피부의 전기 임피던스를 특성화하는 생체 임피던스(BioZ) 센서를 사용하여 수행된다. FDA가 승인한 ECG 기능은 일부 고성능 헬스 및 피트니스 웨어러블에서 사용할 수 있지만, 생체 임피던스 감지는 별도의 BioZ 센서 IC를 포함해야 하기 때문에 일반적으로 제공되지 않는 기능이다. 호흡수 외에도 BioZ 센서는 또한 생체 전기 임피던스 분석(bioelectrical impedance analysis, BIA) 및 생체전기 임피던스 분광법(bioelectrical impedance spectroscopy, BIS)을 제공할 수 있는데, 이 두 가지는 신체 근육, 지방 및 수분 조성 수준을 측정하는 데 사용된다. 그 밖에 BioZ 센서는 임피던스 심장 조영술(impedance cardiography, ICG)에 활용되고, 스트레스를 나타내는 유용한 지표가 될 수 있는 전기 피부 반응(galvanic skin response, GSR) 측정에도 사용된다.

3-in-1 센서 솔루션

그림 4는 3가지 개별 센서(PPG, ECG, BioZ)의 기능을 단일 패키지에 통합한 임상 등급 활력 징후 AFE IC의 기능 블록을 보여준다.

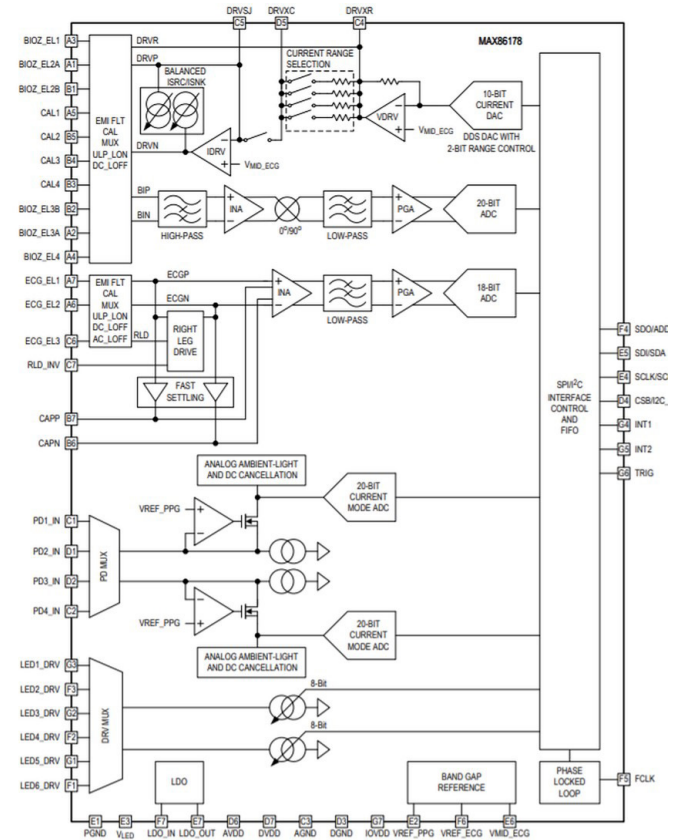


그림 4: MAX86178 초저전력, 3-in-1 임상 등급 활력 징후 AFE (출처: 아나로그 디바이스)

MAX86178 듀얼 채널 PPG 광학 데이터 수집 시스템은 최대 6개의 LED와 4개의 포토다이오드 입력을 지원하며, LED는 2개의 고전류, 8비트 LED 드라이버로 프로그래밍할 수 있다. 수신 경로에는 2개의 저잡음, 고분해능 판독 채널이 있으며, 각각 독립적인 20비트 ADC와 주변광 제거 회로를 포함하여 120Hz에서 90dB 이상의 주변광 제거 성능을 제공한다. PPG 채널은 최대 113dB SNR을 달성하며, 단 16μA로 SpO2 측정을 지원한다.

ECG 채널은 유연한 이득, 임계 필터링, 저잡음, 높은 입력 임피던스 및 다중 리드 바이어싱 옵션 등 고품질 ECG 데이터를 수집하는 데 필요한 중요한 모든 기능을 제공하는 완벽한 신호 체인이다. 빠른 복귀, AC 및 DC 리드-오프 감지, 초저전력 리드-온 감지, 적절한 레그 구동(leg drive) 같은 추가적인 기능을 제공하므로 건식 전극을 탑재한 손

목 착용형 장치와 같은 까다로운 애플리케이션에서 견고한 동작이 가능하다. 아날로그 신호 체인은 넓은 범위의 사용자가 선택한 출력 샘플 레이트로 18비트 시그마-델타 ADC를 구동한다.

BioZ 수신 채널은 EMI 필터링과 광범위한 캘리브레이션 기능을 제공한다. BioZ 수신 채널은 또한 높은 입력 임피던스, 낮은 잡음, 프로그래밍 가능한 이득, 저역 통과 및 고역 통과 필터 옵션, 고분해능 ADC를 포함한다. 입력 자극을 생성하는 데 균형 잡힌 구형파 소스/싱크 전류, 사인파 전류, 사인파 및 구형파(둘 다 사용) 전압 자극과 같은 다양한 모드가 있으며, 광범위한 자극 크기와 주파수를 사용할 수 있다. BIA, BIS, ICG, GSR 애플리케이션도 지원한다.

FIFO 타이밍 데이터는 3개 센서 채널을 모두 동기화할 수 있다. 이 AFE IC는 7x7 49범프 웨이퍼 레벨 패키지(WLP)로 제공되며, 패키지 크기가 2.6mm x 2.8mm에 불과해 임상 등급 웨어러블 가슴 패치 등에 설계하기에 이상적이다(그림 5).

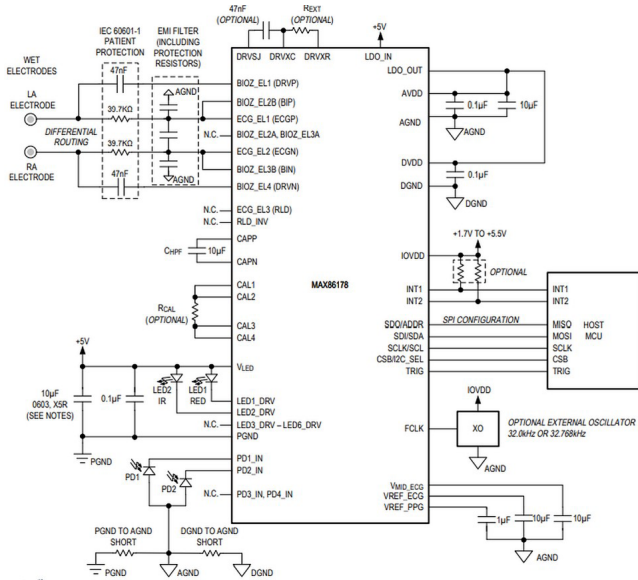


그림 5: 2개의 습식 전극이 있는 가슴 패치. BIA 및 연속 RR/ICG, ECG, SpO2 AFE를 지원한다. (출처: 아나로그디바이스)

그림 6은 이 AFE를 손목에 착용하는 웨어러블 기기로 설계하여 주문형 BIA 및 ECG에 어떻게 연속 HR, SpO2 및 EDA/GSR을 제공하는지 보여준다.

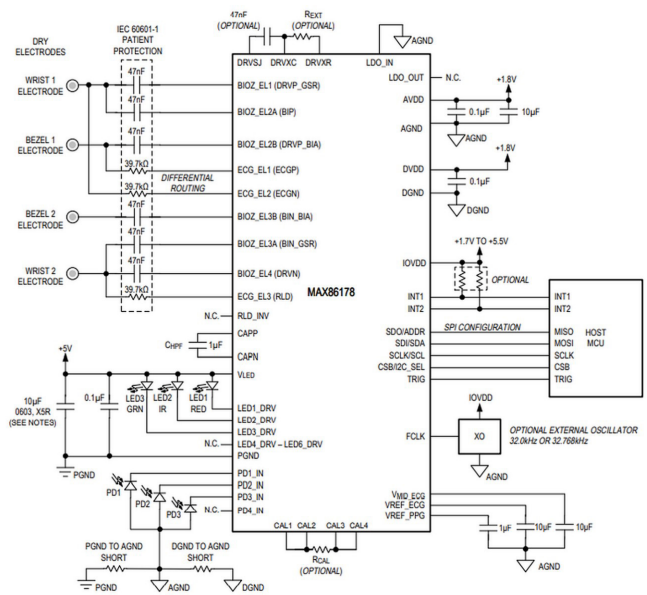


그림 6: 연속 HR, SpO2, GSR AFE로 BIA 및 ECG를 지원하는, 4개의 건식 전극이 있는 손목 착용형 장치(출처: 아나로그디바이스)

요약

혈중 산소포화도(SpO2), 심박수(HR), 심전도(ECG) 및 호흡수(RR)는 의료 전문가가 진단 목적으로 사용하는 중요한 활력 징후 측정값들이다. 웨어러블 기기를 사용하는 연속 활력 징후 모니터링은 미래의 의료 모델의 중요한 구성 요소이며, 이를 통해 증상이 나타나기 전에 질병의 발병을 예측할 수 있다. 현재 사용 가능한 많은 활력 징후 모니터링 장치들이 생성하는 측정값은 임상 등급이 아닌 센서를 사용하거나 또 BioZ 센서가 없어 호흡수를 정확하게 측정할 수 없기 때문에 의료 전문가들이 사용하기에는 부적합하다. 이 설계 솔루션에서 우리는 3가지 임상 등급 센서인 PPG, ECG, BioZ를 단일 패키지에 통합한 IC를 살펴보고, 이를 가슴이나 손목에 착용하는 웨어러블 기기로 설계하여 SpO2, HR, ECG 및 RR을 측정하는 방법에 대해 알아보았다. 이 제품은 또한 BIA, BIS, GSR 및 ICG를 포함하여 유용한 의료 관련 기능을 추가로 제공할 수 있다. 이 IC는 임상 등급 웨어러블 기기 외에, 스마트 의류에 통합하여 운동선수에게 필요한 유형의 정보를 제공하는 데에도 적합하다.

일차전지를 사용하는 원격 환자 모니터링 애플리케이션용 전원공급장치 설계 고려사항

글: 파하드 마수드(Fahad Masood)
MTS(member of technical staff)/
아나로그디바이스(Analog Devices, Inc.)

개요

원격 환자 모니터링(remote patient monitor, RPM)은 의사가 환자의 건강 상태를 더 잘 파악할 수 있게 하는 보다 많은 기능들을 포함하면서 계속해서 진화하고 있다. 이러한 디바이스들은 흔히 일차전지 배터리를 사용해서 구동된다. 이 글에서는 심전도계(ECG) 원격 환자 모니터링 패치용 전원공급 솔루션을 설계할 때 배터리 수명을 연장할 수 있는 방법에 대해 설명한다. 아울러, RPM 용으로 배터리 사용 시간을 정확히 계산하고, 제품 보관 시에 배터리 수명을 연장하는 방법에 대해서도 알아본다.

머리말

사물 인터넷(IoT)이 진화함에 따라 의료 분야에서도 헬스케어 서비스 제공자들이 첨단 기술을 활용해서 환자를 실시간으로 보호하는 방법에도 일대 변화가 일어나고 있다. 오늘날 원격 환자 모니터링(RPM)은

의료진이 혁신적인 의료 디바이스를 사용해서 환자와 전혀 새로운 방식으로 상호작용할 수 있게 해준다. 수십 년 된 구식 장비는 보다 소형화된 IC와 무선 통신 기술 덕분에 향상된 기능성과 폼팩터로 환자의 치료 효과를 높일 수 있게 업데이트가 가능해졌다. 과거의 거추장스러운 홀터(Holter) 장비를 대체하여, 첨단 RPM 패치는 다양한 센서들을 사용해서 심박수, 체온, 가속도계 데이터를 포착한다. 이러한 패치들은 환자 데이터를 클라우드로 전송하여, 환자와 의사가 이 데이터에 실시간으로 접근할 수 있게 해준다.

이들 디바이스는 의사가 환자를 더 잘 파악하도록 돕지만, 다른 한편으로 전원공급장치 설계 엔지니어에게는 시스템 성능과 배터리 수명 요구 사이에서 균형을 이루어야 하는 과제를 제기한다. 2세대 패치는 정확도와 기능성을 높이하고자 더 다양한 방식의 센서들을 사용함으로써 전원장치에 대한 요구를 더욱 까다롭게 한다.

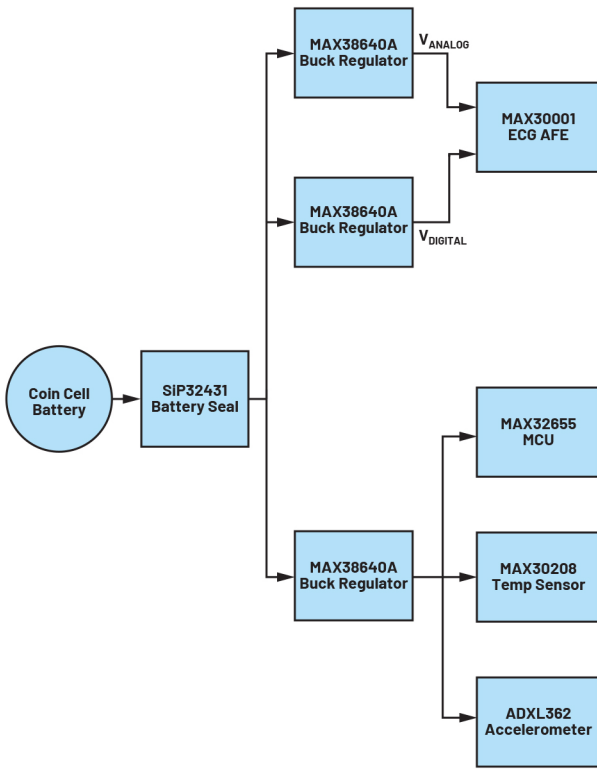


그림 1: ECG 패치 전원공급장치 다이어그램. 235mAh CR2032 리튬 코인 배터리가 전압 레귤레이터, 마이크로컨트롤러, ECG 프론트엔드, 온도 센서, 가속도계로 전원을 공급한다.

이 글에서는 그림 1의 ECG RPM 패치를 예로 들어서 설명한다. 이 패치는 ECG와 가속도계를 지속적으로 모니터링하고 매 15분마다 체온을 측정한다. 이 데이터는 2시간마다 블루투스 저에너지(BLE)를 통해서 전송되므로 하루에 총 12회의 BLE 전송이 이루어진다. 이 패치는 표준 모니터링 모드, 체온 모니터링 모드, 전송 모드의 저마다 다른 부하 프로파일을 가진 3가지 모드로 동작한다. 표준 모니터링 모드는 ECG와 가속도계만 모니터링한다. 체온 모니터링 모드는 추가적으로 온도 센서를 모니터링한다. 전송 모드는 ECG와 가속도계 데이터를 모니터링하면서 BLE 무선을 통해서 데이터를 전송한다.

전원장치 설계 과제

ECG 패치 같은 RPM 디바이스를 설계하기 위해서는 전원장치 설계 엔지니어가 많은 설계 과제를 해결해야 한다. 이러한 디바이스는 공간이 제한적이며, 여러 센서를 포함하는 패치가 여러 개의 전원 레일을 필요로 할 수 있다. RPM 패치는 대체로 일회용으로 설계되므로, 코

인셀 배터리가 설계자가 이용할 수 있는 가장 경제적인 전원이다. 오히려 코인셀 배터리만을 사용해서 패치로 전원을 공급하기 위해서는 전원장치 서브시스템들의 효율 역시 중요하게 고려해야 한다.

전원장치 설계자가 간과하기 쉬운 또 다른 과제는 최종 제품의 유통 기한을 연장하는 것이다. 섣다른 전류와 배터리 자체 방전이 시스템 수명을 단축할 수 있다. 따라서 설계자는 자신이 설계하는 RPM 패치가 통상적인 유통 기한 이후에도 동작 시간 요건을 충족할 수 있을지 판단해야 하며, 그러지 못할 것 같으면 제품이 최종 사용자 손에 도착하기까지 배터리 수명을 연장할 수 있는 방안을 강구해야 한다.

배터리 사용 시간 계산

전원 솔루션이 배터리 수명 요건을 충족할지 정확하게 판단하기 위해서는 부하 프로파일을 계산해야 한다. 부하 프로파일은 시스템의 부하 듀티 사이클을 표현한 것으로서, 이 글에서 설명하는 원격 환자 모니터링 패치의 경우는 앞서 말한 것처럼 표준 모니터링 모드, 체온 모니터링 모드, 전송 모드의 세 가지 동작 모드를 고려해야 한다.

표준 모니터링 모드일 때, 이 패치의 전류 소모는 1.88mA이다(각각의 벅 컨버터의 330nA 대기 전류와 MCU의 전류 소모 포함). 체온 모니터링 모드에서는 매 15분마다 200ms 동안 1.95mA의 전류를 소모한다. 전송 모드에서는 매 2시간마다 30초 동안 BLE를 통해 데이터를 전송하면서 7.90mA의 전류를 소모한다. 이들 값은 각 디바이스의 데이터 시트에서 동작 전류 및 대기 전류 사양을 확인해서 구할 수 있다.

부하 프로파일 분석을 위해서는 각 동작 모드에서 하루 동안의 듀티 사이클을 계산한다. 이것은 공식 1을 사용해서 계산할 수 있다:

$$Duty\ Cycle = \frac{Time\ Period \times Frequency}{86400\ Seconds\ in\ a\ Day} \quad (1)$$

그러면 표 1과 같이 듀티 사이클을 구할 수 있다.

표 1: 패치 동작 모드별 듀티 사이클

동작 모드	듀티 사이클
체온 측정 퍼센트 (%/Day)	0.02%
BLE 통신 퍼센트 (%/Day)	0.42%
ECG 모니터링 기간 (%/Day)	99.56%

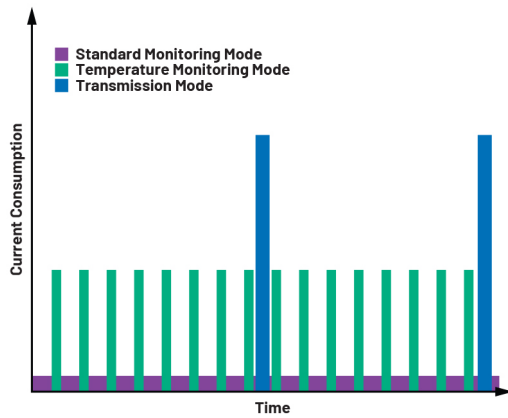


그림 2: 부하 프로파일 다이어그램

그림 2의 부하 프로파일을 사용해서 이 패치의 전류 소모를 계산할 수 있다. 각 동작 모드별 전류 소모를 반영한 하루 동안의 평균 전류 소모량은 공식 2와 같이 계산할 수 있다:

$$\text{Mode Current per Day} = \text{Mode Current} \times \frac{\text{Mode Duty}}{\text{Cycle}} \times 24 \text{ Hours} \quad (2)$$

이는 다음과 같이 계산할 수 있다:

- ▶ 하루 동안의 표준 모니터링 모드 전류 소모 = 표준 모니터링 모드 전류 × 표준 모니터링 모드 듀티 사이클 × 24시간
- ▶ 표준 모니터링 모드 전류 소모 = 1.88mA, 표준 모니터링 모드 듀티 사이클 = 0.9956
- ▶ 하루 동안의 표준 모니터링 모드 전류 소모 = 1.88mA × 0.9956 × 24시간 = 44.92mAh/일

각 동작 모드별 전류 소모를 계산했다면 공식 3을 사용해서 배터리 사용 시간을 계산할 수 있다:

$$\text{Battery Life (Days)} = \frac{\text{Battery Capacity}}{\left(\begin{array}{l} \text{Standard Monitoring Mode} \\ \text{Current per Day} + \\ \text{Temperature Monitoring Mode} \\ \text{Current per Day} + \\ \text{Transmission Mode} \\ \text{Current per Day} \end{array} \right)} \quad (3)$$

이는 다음과 같이 계산할 수 있다:

- ▶ 배터리 용량 = 235mAh

- ▶ 하루 동안의 표준 모니터링 모드 전류 소모 = 44.92mAh/일
- ▶ 하루 동안의 체온 모니터링 모드 전류 소모 = 0.01mAh/일
- ▶ 하루 동안의 전송 모드 전류 소모 = 0.79mAh/일
- ▶ 배터리 사용 시간(일) = 235mAh / (44.92mAh/일 + 0.01mAh/일 + 0.79mA/일) = 5.14일

이 계산 결과를 보면, 배터리 사용 시간은 5.1일 이상으로서 5일 사용 시간 요구를 충족하는 것으로 나타난다. 하지만 여기에는 하나의 함정이 숨어있다. 이 계산에는 시스템 보관 시의 전류 소모가 반영되지 않은 것이다. 의료 기기는 통상적으로 14개월의 보관 기간(12개월은 보관하고 2개월은 운송)을 고려해서 설계해야 한다.

유통 기한과 관련한 고려사항

CR2032 배터리의 연간 1%~2% 자체 방전 비율과 시스템에 장착된 디바이스들의 쉼다운 전류를 고려하면 14개월 후에 배터리 용량이 5일의 사용 시간을 만족하기에는 불충분하며, 따라서 배터리 실(seal)이 필요하다는 것을 알 수 있다.

표 2: 14개월 후의 배터리 용량

2%의 배터리 용량 누설 (mAh)	230.30
대기 전류 소모 (mA)	0.0082
유통 기한—시간	28085.37
유통 기한—일	1170.22
유통 기한—년	3.21
14개월 후의 용량 (mAh)	146.66
14개월 후 남은 용량의 비율	63.68

보관 선반 위에서 14개월을 보낸 후에 배터리 용량은 크게 감소할 것이다. CR2032의 에너지 중에서 거의 40퍼센트가 보관 중에 쉼다운 전류와 배터리 자체 누설에 의해서 소모된다. 공식 3에 이 배터리 용량을 대입해서 좀더 정확한 사용 시간을 계산할 수 있다:

- ▶ 배터리 사용 시간(일) = 146.66mAh / (표준 모니터링 모드 + 체온 모니터링 모드 + 전송 모드)
- ▶ 배터리 사용 시간(일) = 146.66mAh / (44.92mAh/일 + 0.01mAh/일 + 0.79mA/일) = 3.21일

일년 넘게 보관 선반 위에 놓여 있으면서 배터리 용량은 배터리 자체 방전과 시스템 켜둔 전류에 의해 점점 감소된다. 배터리 자체 방전은 배터리 소재와 환경에 의해 영향을 받는다. CR2032 배터리는 리튬 망간 소재이고 자체 방전 비율은 연간 1% ~ 2%이다. 제품을 보관만 하고 있는데도 코인셀 용량이 일년 후에 2% 감소하는 것이다. 이에 비해서 BR2032 배터리는 리튬 불화탄소 소재이고 자체 방전 비율은 연간 0.3%이다. 그러므로 자체 방전 비율이 낮은 소재가 더 좋을 것으로 생각될 수 있는데, 꼭 그렇지만은 않다. BR2032 배터리는 방전 비율은 더 낮지만 200mAh인 CR2032 배터리 셀보다 용량은 더 적다. 위의 공식을 사용하면 이처럼 용량이 더 낮은 배터리가 적절할지 판단할 수 있다.

이 ECG 패치의 경우에는 IC 켜둔 전류가 시스템을 사용하지 않는 동안에 배터리 용량을 감소시키는 가장 큰 요인이다. IC가 실행되지 않고 어떠한 부하도 동작하지 않는에도 켜둔 전류는 소모된다. 이는 무부하일 때도 IC에서 누설이 발생하고 IC 내의 ESD 보호 소자들이 약간의 전류를 소모하기 때문이다. 이러한 전류는 대개 낮은 수준이기는 하지만(1 A 미만) 기간이 오래된다면 배터리 수명에 중대하게 영향을 미칠 수 있다. 이 RPM 패치의 경우, 켜둔 전류가 일년에 40%씩이나 배터리 용량을 감소시킨다. 따라서 배터리 실을 사용해서 켜둔 시에 전류 소모를 제한할 수 있다.

배터리 실은 두 가지 방식을 사용할 수 있다. 마일라 풀 탭(mylar pull tab) 형태의 기계식 배터리 실과 로드 스위치(load switch) 형태의 전기식 배터리 실이 그것이다. 마일라/플라스틱 풀 탭은 기계식 배터리 실로서, 배터리와 시스템 사이에 플라스틱 탭을 끼워 넣는 것이다. 이 제품을 사용하려면 사용자가 이 플라스틱 탭을 제거해야 한다. 그러면 배터리가 시스템으로 전원을 공급하기 시작한다. 이 방법은 예전부터 사용되어 오던 간단하고 저렴하며 검증된 방법이다. 하지만 의료 장비용으로는 이 솔루션을 사용하기가 여의치 않을 수 있다. 방수 기능이 요구되는 ECG 패치의 경우, 마일라 탭을 끼우기 위한 슬롯 때문에 패치가 물에 의한 손상에 취약해질 수 있다. 또한 손놀림이 부자유스러운 최종 사용자라면 작은 플라스틱 탭을 제거하기가 어려울 수 있다.

이럴 때는 전기식 배터리 실로서 비췌이(Vishay) SiP32341 같은 로드 스위치가 더 나은 선택일 수 있다. 이 디바이스는 FET로서, 개방될 때

배터리를 시스템의 나머지 부분과 차단한다. 이때 배터리에서 소모되는 것은 SiP32341 켜둔 전류뿐이다. 기기를 사용할 준비가 되었으면 버튼을 눌러 로드 스위치의 로직 제어 라인을 켤 수 있다. SiP32341은 정격 켜둔 전류가 14pA로서, 배터리 실을 사용하지 않을 때 전체 시스템의 전류 소모와 비교하면 상당히 향상된 것이다. SiP32341을 배터리 실로서 사용하면 CR2032 일차전지가 14개월 후에 용량을 99.97% 유지한다. ECG 패치 켜둔 전류로부터 배터리를 보호하기 위해서 배터리 실을 사용하지 않을 때는 CR2032 일차전지가 원래 용량의 62.39%만을 유지한다. 이 37% 용량 차이로 인해 ECG 패치는 14개월의 보관 기간 후에 5일의 사용 시간 요구를 충족할 수 있다.

표 3: 배터리 실을 사용했을 때 14개월 후의 배터리 용량

2% 배터리 용량 누설 (mAh)	230.30
대기 전류 소모 (mA)	0.000005
유통 기한—시간	46060000.00
유통 기한—일	1919166.67
유통 기한—년	5257.99
14개월 후의 용량 (mAh)	230.25
14개월 후 남은 용량의 비율	99.98

배터리 실을 사용해서 시스템 내의 디바이스들이 배터리로부터 켜둔 전류를 소모하는 것을 차단함으로써 배터리 용량을 유지할 수 있다. RPM 패치를 14개월 동안 보관한 후에 배터리 용량의 99.9% 이상을 유지할 수 있다.

공식 3에 이 배터리 용량을 대입해서 좀더 정확하게 배터리 사용 시간을 계산할 수 있다:

- ▶ 배터리 사용 시간(일) = $230.25\text{mAh} / (\text{표준 모니터링 모드} + \text{체온 모니터링 모드} + \text{전송 모드})$
- ▶ 배터리 사용 시간(일) = $230.25\text{mAh} / (44.92\text{mAh/일} + 0.01\text{mAh/일} + 0.79\text{mA/일}) = 5.04\text{일}$

맺음말

의료 기기용 전원장치를 설계할 때는 시스템이 동작할 때와 켜둔/저전력 모드일 때의 배터리 소모를 잘 계산해야 한다. 이 글에서는 심박수, 체온, 가속도 데이터를 측정하고 BLE 통신을 하는 ECG 패치를 예로 들어서 설명했다. 이 분석은 일차전지 배터리를 사용해서 구동하는 어떤 의료용 디바이스에나 적용될 수 있다.

참고문헌

Smith, Marc. "[Application Note 7487: Power Supply Subsystem for MAX30001-Based ECG Remote Patient Vital Sign Monitor.](#)"

Analog Devices, Inc., June 2021.

저자 소개

파하드 마수드(Fahad Masood)는 아나로그디바이스의 헬스케어 및 의료 바이오센싱 애플리케이션 MTS(member of technical staff)이다. 헬스케어, 컴퓨팅, 산업용 분야에서 10년 가까운 경험을 쌓고 있다. 로체스터 공과대학에서 BSEE를 취득했으며 바이오메디컬 일렉트로닉스를 전문으로 하고 있다. 문의: fahad.masood@analog.com.

광혈류 측정(PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 전원장치 서브시스템 - 1부

글: 펠리페 네이라(Felipe Neira)

애플리케이션 트레이닝 및 기술 서비스 담당 선임 테크니컬 스태프(MTS),

마크 스미스(Marc Smith)

애플리케이션 담당 수석 테크니컬 스태프(MTS) /

아나로그디바이스(Analog Devices, Inc.)

개요

총 2부로 구성되는 이 글에서는, 뛰어난 시스템 신호대 잡음비 성능이 요구되는 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 설계 및 검증된 스위치 모드 전원 회로 설계를 소개한다. 1부에서는 최상의 성능을 달성하도록 설계된 디스크리트 솔루션에 관해서 설명하고, 2부에서는 공간 제약적 애플리케이션용으로 적합하게 설계된 집적화된 솔루션에 관해서 설명한다.

이 글에서는 다음과 같은 주제들을 다룬다:

- ▶ 광혈류 측정(photoplethysmogram, PPG) 시스템에 적합한 전원장치 구성 및 선택 방법
- ▶ 스위치 모드 전원장치(SMPS) 레퍼런스 회로 구현 방법으로서 디스크리트 설계(1부)와 통합 설계(2부) 방식 비교
- ▶ 서로 다른 활용 사례와 부하 조건에서 시스템을 검증하기 위한 전원장치 성능 테스트 방법론
- ▶ 회로 구현을 검증하기 위한 체크리스트
- ▶ 회로 구현과 관련하여 발생하는 문제들에 대한 해결 방안

총 2부로 구성되는 이 연재물에서는 뛰어난 시스템 신호대 잡음비(SNR) 성능을 요구하는 광혈류 측정(photoplethysmogram, PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 개발 및 검증된 전원장치 회로 설계를 소개한다. PPG 장비는 혈류량 변화를 측정함으로써 이로부터 혈중 산소포화도나 심박수 같은 생체지표 정보를 도출할 수 있다.

1부에서는 아나로그디바이스(Analog Devices, ADI)의 [MAX86171](#) 광학식 맥박 산소포화도 측정 및 심박수 센서 아날로그 프론트 엔드(AFE)를 기반으로 한 PPG 장비에서 최상의 성능을 달성하도록 설계된 디스크리트 전원장치 회로 설계 솔루션에 대해서 설명한다. 2부에서는 공간 제약적 애플리케이션용으로 적합한 통합 솔루션에 대해서 설명한다.

웨어러블 의료 및 헬스케어 애플리케이션에서는 크기 제약과 전력 효율 등의 이유로 스위치 모드 전원장치(SMPS, 일명 DC-DC 컨버터)가 주로 사용된다. 이러한 전원장치를 사용해서 배터리 구동 제품을 설계하면 배터리 시간을 연장할 수 있다. 하지만 설계 엔지니어에게는 자신이 설계하는 시스템에서 바이오센싱 디바이스의 성능을 방해하지 않도록 적합한 SMPS 디바이스를 선택하고 회로 보드 레이아웃을 적절하게 설계하는 것이 여전히 과제이다.

이러한 과정을 돕기 위해, ADI는 바이오센싱 AFE 디바이스의 신호대 잡음비 성능을 방해하지 않도록 사전에 충분히 검증된 전원장치 서브 시스템 회로 설계를 제공한다. 이 글에서는 이러한 전원장치 설계를 각각의 구현 사례와 함께 설명하고, 이와 더불어 회로 설계 엔지니어를 돕기 위한 점검 리스트와 필요할 경우 문제 해결을 위한 안내 지침들을 소개한다. 그림 1은 많은 원격 환자 모니터링 애플리케이션의 표준 전원 블록 다이어그램을 보여준다.

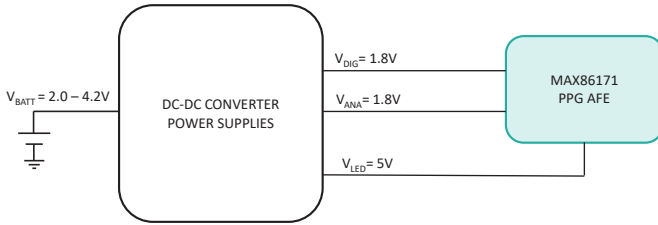


그림 1: PPG 원격 환자 생체지표 모니터링 시스템의 블록 다이어그램

설계 요건:

입력		출력 (V_{DIG} , V_{ANA} , V_{LED})		잡음, RTO
V_{IMIN}	V_{IMAX}	V_{OMIN}	V_{OMAX}	$V_{PP(max)}$
3.0V ¹	4.2V ¹	1.6V	2.0V	30mV _{PP}
2.0V ²	3.4V ²	1.6V	2.0V	30mV _{PP}
		4.7V	5.3V	20mV _{PP}

¹ 이차 전지 (LiPo)

² 일차 전지 (리튬 코인셀)

설계 구성

설계 구성	배터리 구현	보드 레이아웃 고려사항
디스크리트 설계	일차 전지 (코인셀) 이차 전지 (Li 및 LiPo)	디스크리트 디바이스들을 사용한 회로 구현
집적화 설계	이차 전지 (Li 및 LiPo)	단일 IC를 사용하여 보드 면적 최소화 이차 전지만 지원

디스크리트 설계

이 DC-DC 컨버터 설계는 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션을 위해 3개의 출력 전원 레일을 레귤레이트한다. 이 회로는 적절한 라인 및 부하 레귤레이션을 하는 동시에, 바이오센싱 SNR 성능을 방해하지 않도록 낮은 출력 잡음을 유지하는데, 이러한 동작을 위한 전원은 리튬 폴리머 이차 전지 또는 리튬 셀 일차 전지로부터 공급받는다. 그림 2는 디스크리트 전원공급 장치를 사용하는 PPG 서브시스템을 보여준다.

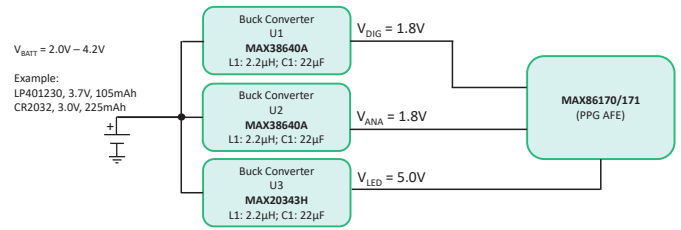


그림 2: 디스크리트 전원공급 장치를 사용한 PPG 서브시스템 블록 다이어그램

주요 부품

표기	부품	설명
U1	DC-DC 컨버터	전력 변환기 (MAX38640A와 MAX20343H)
L1	2.2μH 인덕터	낮은 등가직렬저항(low ESR) 인덕터 (에너지) 저장 소자
C1	22μF 커패시터	낮은 ESR 커패시터 (에너지) 저장 소자

L1과 C1은 DC-DC 컨버터(SMPS) 성능에 결정적인, 특별히 선택된 수동 소자들이다.

nanoPower 벅 컨버터를 사용하는 1.8V SMPS 회로

아래 회로는 MAX38640A nanoPower 벅 컨버터(그림 3)를 사용한 것으로서, 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에서 SMPS 디바이스를 적절히 작동하기 위한 통상적인 입력 및 출력 레벨을 보여준다. 그림 3에서 보듯이, 디지털 멀티미터(DMM)를 사용하여 입력 포트와 출력 포트를 탐침해서 공급 전압 레벨을 확인할 수 있다. 전원장치 출력 레벨은 배터리 방전이나 변동적인 부하(디바이스 모드 전환, 슬립 모드로부터 기동 등) 같은 여러 요인들에 의해 달라질 수 있다.

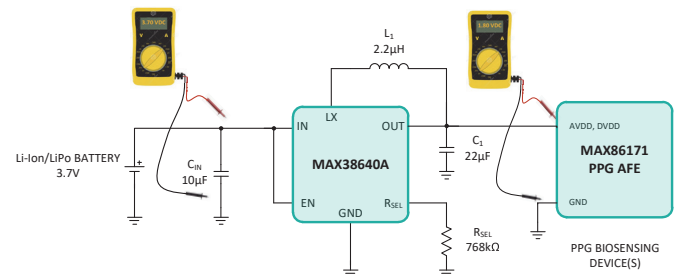


그림 3: 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 1.8VDC MAX38640A SMPS 회로

1.8V SMPS 회로 검증을 위한 체크리스트

아래의 회로 검증 체크리스트(그림 4)는 설계 엔지니어가 1.8V SMPS 회로 보드를 작성한 후에 전기적 테스트를 실시할 때 확인해야 할 항목들을 보여준다. 이 체크리스트를 제품 테스트용 기본 틀로 활용할 수도 있다.

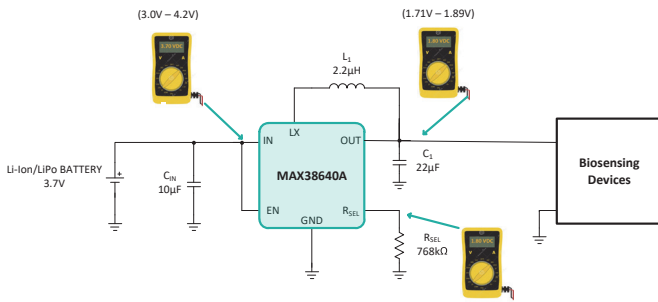


그림 4: 1.8VDC MAX38640A SMPS 회로 검증을 위한 체크리스트

다음 표는 바이오센싱 회로 부하가 연결된 상태에서 MAX38640A 디바이스를 사용하여 아날로그 또는 디지털 1.8V SMPS 회로가 잘 작동하는지 검증하기 위한 체크리스트로 사용될 수 있다.

단계	검사 항목	검사 방법	측정	도움이 필요할 때?
1	입력 DC 전원공급 장치 검사 LP401230 LiPo 배터리 CR2032 리튬 코인 배터리	배터리 전압 측정	판독 범위: 3.0V - 4.2V 2.0V - 3.4V	문제 해결 지침에 따라 문제 해결
2	입력 DC 전원공급 장치 검사 LP401230 LiPo 배터리 CR2032 리튬 코인 배터리	C _{IN} 상의 전압 측정	판독 범위: 3.0V - 4.2V 2.0V - 3.4V	
3	V _{OUT} DC 레벨 검사	C _{OUT} 상의 전압 측정	판독 범위: 1.71V - 1.89V	
4		부하 상의 전압 측정	판독 범위: 1.71V - 1.89V	
5	출력 잡음 레벨 검사	피그 테일 10x 싱글 엔디드 프로브나 차동 능동 프로브 사용	리플 잡음 레벨이 20mV _{PP} 미만이어야 함	

MAX38640A(1.8V 출력) SMPS 회로의 문제 해결

다음의 회로 문제해결 가이드(그림 5)는 1.8V SMPS 회로를 작동했을 때 문제가 발생할 경우, 설계 엔지니어에게 도움을 주기 위한 것으로서, 이들 SMPS를 구현할 때 발생할 수 있는 가장 일반적인 문제들을 다루고 있다.

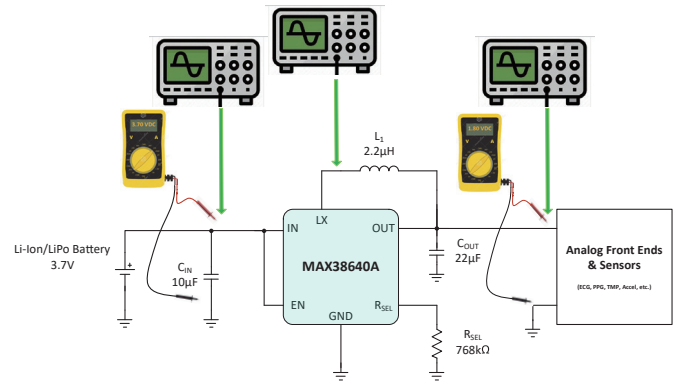


그림 5: MAX38640A SMPS 회로의 문제 해결

MAX38640A SMPS 회로의 문제 해결:

1단계 - 입력 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1MΩ 이상인 디지털 멀티미터(DMM)를 사용해서 MAX38640A 디바이스의 입력 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 입력 "IN" 핀에 연결한다. 이 입력 핀에 접근하는 것이 쉽지 않으면, 리드들을 입력 커패시터 C_{IN}에 연결한다.

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	배터리가 충전되지 않았다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 0V로 측정되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
	배터리가 연결되지 않았다 (IN 또는 GND 라인).	배터리 연결을 해제하고, 배터리 커넥터에서 디바이스 입력으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	입력 커패시터가 접지로 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	커패시터가 불량이다. PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
	EN 핀이 접지에 연결되었다.	배터리 연결을 해제하고, EN 핀에서 접지로 전도가 되는지 테스트한다.	정상적인 작동을 위해서는 EN 핀을 하이(high)로 연결해야 한다.
3.0V 미만 (LiPo 배터리) 2.0V 미만 (리튬이온 배터리)	배터리 충전 수준이 낮다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 2.8V 미만으로 확인되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
3.0V~4.2V (LiPo 배터리) 2.0V~3.4V (리튬이온 배터리)		필요 없음	입력 전압이 정상이다. 2단계로 넘어간다.
4.2V 이상 (LiPo 배터리) 3.4V 이상 (리튬이온 배터리)	배터리에 문제가 있다.	배터리를 교체한다.	

2단계 - 인덕터 신호 파형 확인: 오실로스코프 또는 디지털 저장 스코프(DSO)를 사용해서 MAX38640A 디바이스의 LX 핀을 탐침한다. 이 입력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 프로브를 인덕터 끝에 있는 커패시터에 연결한다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz 이상이어야 한다.

이 회로가 경부하(50mA 미만)로 동작할 때 파형은 그림 6처럼 나타날 것이다.



그림 6: 경부하일 때 통상적인 MAX38640A VLX 파형을 포착한 오실로스코프 화면

이 회로가 중부하로 동작할 때 파형은 그림 7에서 보이는 것처럼 상승 및 하강 에지 상에 최소한의 링잉을 갖는 사각파일 것이다.

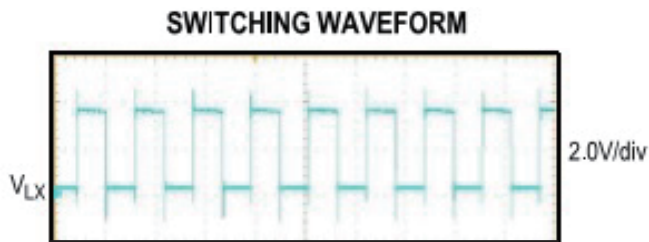


그림 7: MAX38640A의 스위칭 파형을 포착한 오실로스코프 화면

이 사각파의 진폭은 입력 배터리 전압과 거의 비슷할 것이다. 이 사각파의 플로어 전압은 접지보다 약 200mV~300mV 낮을 것이다(예: -250mV). 듀티 사이클은 출력 전압에 비례하므로, 3.6V 입력 배터리 전압으로 1.8V 출력 전압을 발생할 경우 듀티 사이클은 약 50%일 것이다. 그림 8은 듀티 사이클과 출력 전압의 관계를 보여준다.

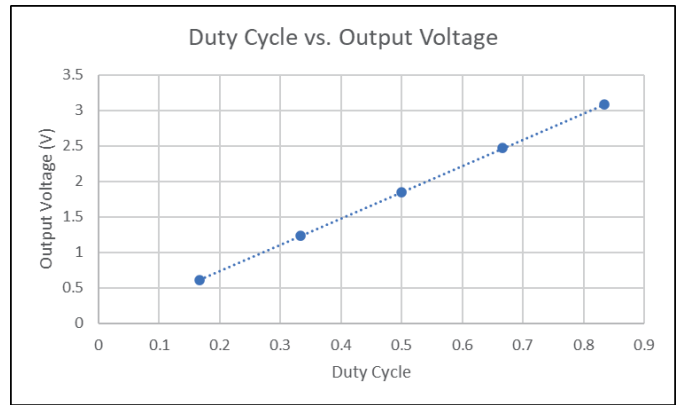


그림 8: MAX38640A의 출력 전압 대비 듀티 사이클

이상적인 사각 파형과 비교했을 때 나타나는 차이점을 이용해 많은 문제들을 효과적으로 진단하고 해결할 수 있다:

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
진폭이 적정하지 않다.	인덕터가 개방되었다. IN 핀이 개방되었다. EN이 개방되었거나 접지로 연결되었다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 연결 지점들을 확인한다.	필요하다면 PCB를 수리한다.
듀티 사이클이 적정하지 않다. (출력 전압과 상관적이지 않다.)	R_{SEL} 이 적정 값 (768K Ω)이 아니다. 외부 저항에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM(R -측정)을 사용해서 R_{SEL} 을 확인한다.	적정 값의 저항으로 교체한다.
	R_{SEL} 핀이 개방되었다. ($V_0 = 2.5V$)	출력이 2.5V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, 저항에서 R_{SEL} 핀으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	R_{SEL} 핀이 접지로 단락되었다. ($V_0 = 0.8V$)	출력이 0.8V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, 커패시터 상의 저항을 측정한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
파형 왜곡이 발생한다. 상승 에지가 둥글게 된다.	인덕터 연결이 불량하다.	인덕터 연결을 다시 한다. 인덕터를 교체한다.	연결 불량은 보다 높은 라인 저항을 유발할 수 있다.

3A 단계 - 출력 DC 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1M Ω 이상인 DMM을 사용해서 MAX38640A 디바이스 출력에서 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 출력 "OUT" 핀에 연결한다. 이 출력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 리드들을 출력 커패시터 C_{OUT} 에 연결한다.

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

출력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	SMPS에서 C _{OUT} 으로 연결이 되지 않았다.	배터리 연결을 해제하고, 출력에서 C _{OUT} 으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	출력 커패시터가 접지로 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
판독이 너무 낮다. (1.71VDC 미만)	인덕터가 부적정한 값이다. 인덕터가 포화되었다. R _{SEL} 이 부적정한 값이다.	배터리 연결을 해제하고, 인덕터와 저항값을 확인한다.	
1.71V~1.89V		불필요	정상 작동
판독이 너무 높다(1.89VDC 이상)	R _{SEL} 이 부적정한 값이다.	배터리 연결을 해제하고, R _{SEL} 값을 확인한다.	

3B 단계 - 출력 AC 전압 확인: 오실로스코프 또는 DSO를 사용해서 MAX38640A 디바이스의 OUT 핀을 탐침하여 이번에는 출력 리플(AC)을 측정한다. 출력을 정확하게 측정하고 RF 픽업을 최소화하기 위해 10x 피그 테일 프로브 사용을 권장한다. 차동 능동 프로브를 사용하면 주변 잡음을 더욱 더 낮출 수 있다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz 이상이여 한다.

이 회로가 정상적으로 작동한다면 파형은 1.8VDC 출력에 약간의 리플 파형이 얹혀진 모습일 것이다. 그림 9는 이 리플 파형을 보여준다.

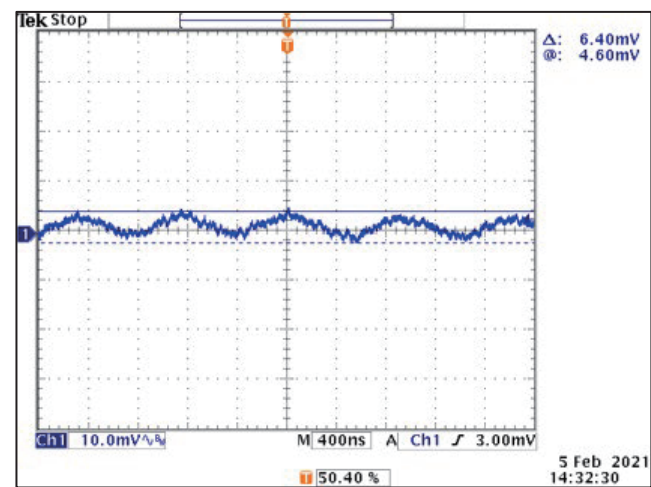


그림 9: MAX38640A 출력 리플 파형을 포착한 오실로스코프 화면

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
리플 진폭이 너무 크다. (20mV _{pp} 이상)	커패시터 값이 적정하지 않다. 커패시터에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 연결 지점들을 확인한다. 커패시터 값을 측정한다.	
리플 주파수가 V _{LX} 사각파 주파수와 일치하지 않는다.	경부하이다.	부하를 확인한다.	
광대역 잡음이 너무 높다.	부하가 너무 크다. 환경적 잡음이 존재한다.	부하와 환경적 잡음을 점검한다.	환경적 잡음을 낮추기 위해서는 피그 테일 10x 프로브 또는 능동 차동 프로브를 사용한다.
전이 스파이크가 너무 높다. (30mVp 이상)	부하 인덕턴스 때문이다. 입력 전류가 적정하지 않다.	라인 인덕턴스를 확인한다. 스코프를 사용해서 입력 전류를 확인한다.	

저잡음 벅-부스트 컨버터를 사용한 5.0V SMPS 회로

아래 회로는 MAX20343H 저잡음 벅-부스트 컨버터를 사용한 것으로서, 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에서 SMPS가 정상적으로 동작할 때의 통상적인 입력 및 출력 레벨을 보여준다. 그림 10에서 보듯이, DMM을 사용하여 입력 포트와 출력 포트를 탐침해서 공급 전압 레벨을 확인할 수 있다. 전원장치 출력 레벨은 배터리 방전이나 변동적인 부하(디바이스 모드 전환, 슬립 모드로부터 기동 등) 같은 여러 요인들에 의해 달라질 수 있다.

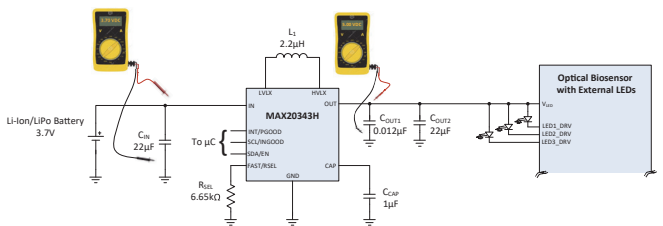


그림 10: 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 5.0VDC MAX20343H SMPS 회로 블록 다이어그램

5.0V SMPS 회로 검증을 위한 체크리스트

아래의 회로 검증 체크리스트는 설계 엔지니어가 5.0V SMPS 회로 보드를 작성한 후에 전기적 테스트를 실시할 때 확인해야 할 항목들을 보여준다. 이 체크리스트를 제품 테스트용 기본 틀로 활용할 수도 있다.

다음 표는 바이오센싱 회로 부하에 연결된 상태에서 MAX20343H 디바이스를 사용하여 아날로그 5.0V SMPS 회로가 잘 작동하는지 검증하기 위한 체크리스트로 사용될 수 있다.

단계	검사 항목	검사 방법	측정	도움이 필요할 때?
1	입력 DC 전원공급 장치 검사	배터리 전압 측정	판독 범위:	문제 해결 지침에 따라 문제 해결
	LP401230 LiPo 배터리		3.0V - 4.2V	
	CR2032 리튬 코인 배터리		2.0V - 3.4V	
2	입력 DC 전원공급 장치 검사	C_{IN} 상의 전압 측정	판독 범위:	
	LP401230 LiPo 배터리		3.0V - 4.2V	
	CR2032 리튬 코인 배터리		2.0V - 3.4V	
3	Vout DC 레벨 검사	C_{OUT} 상의 전압 측정	판독 범위: 4.75V - 5.25V	
4	Vout DC 레벨 검사	부하 상의 전압 측정	판독 범위: 4.75V - 5.25V	
5	출력 잡음 레벨 검사	피크 테일 10x 싱글 엔디드 프로브 또는 차동 능동 프로브 사용	리플 잡음 레벨이 20mV _{pp} 미만이어야 함.	

5.0V SMPS 회로의 문제 해결 가이드

다음의 회로 문제 해결 가이드(그림 11)는 5.0V SMPS 회로를 작동했을 때 문제가 발생할 경우, 설계 엔지니어에게 도움을 주기 위한 것으로서, 이들 SMPS를 구현할 때 발생할 수 있는 가장 일반적인 문제들을 다루고 있다.

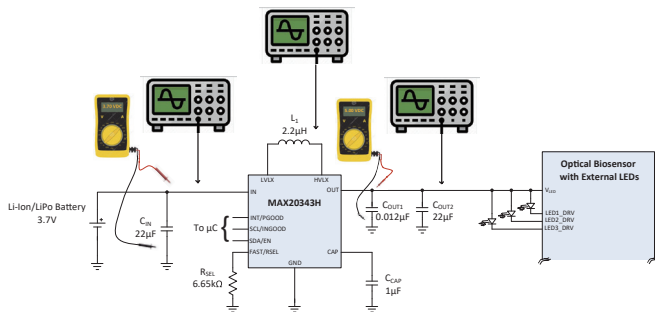


그림 11: MAX20343H 회로의 문제 해결을 위한 도구

MAX20343H SMPS 회로의 문제 해결

1단계 - 입력 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1MΩ 이상인 DMM을 사용해서 MAX20343H 디바이스의 입력 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 입력 "IN" 핀에 연결한다. 이 입력 핀에 접근하는 것이 쉽지 않으면, 리드들을 입력 커패시터 C_{IN} 에 연결한다.

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	배터리가 충전되지 않았다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 0V로 측정되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
	배터리가 연결되지 않았다. (IN 또는 GND 라인)	배터리 연결을 해제하고, 배터리 커넥터에서 디바이스 입력으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	입력 커패시터가 접지로 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
	EN 핀(SDA/EN)이 접지에 연결되었다.	배터리 연결을 해제하고, 배터리 커넥터에서 디바이스 입력으로 전도가 되는지 테스트한다.	정상적인 작동을 위해서는 EN 핀을 하이(high)로 연결해야 한다.
2.8V 미만	배터리 충전 수준이 낮다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 2.8V 미만으로 확인되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
2.8V~4.2V		필요 없음	입력 전압이 정상이다. 2단계로 넘어간다.
4.2V 이상	배터리에 문제가 있다.	배터리를 교체한다.	

2단계 - 인덕터 신호 파형 확인: 오실로스코프 또는 DSO를 사용해서 MAX20343H 디바이스의 HVLX 핀을 탐침한다. 이 입력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 프로브를 인덕터 끝에 있는 커패시터에 연결한다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz 이상이어야 한다.

이 회로가 정상적으로 작동한다면 파형은 그림 12에서 보이는 것처럼 상승 및 하강 에지 상에 최소한의 링잉을 갖는 펄스파일 것이다.



그림 12: 10mA 경부하일 때 MAX20343H HVLX 파형을 포착한 오실로스코프 화면

500ns 펄스파 진폭은 입력 배터리 전압과 거의 비슷할 것이다. 이 펄스파 플로어 전압은 접지의 100mV 이내일 것이다. 출력 주파수와 펄스파의 듀티 사이클은 부하 전류에 비례한다. 그림 13과 그림 14는 서로 다른 부하 조건에서 출력파와 신호 주파수를 보여준다.

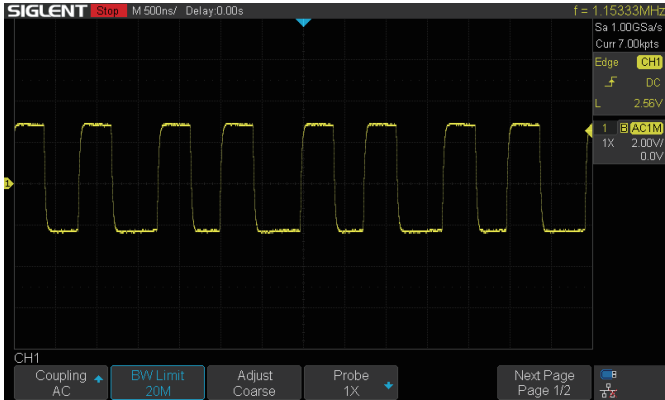


그림 13: 125mA 부하일 때 MAX20343H HVLX 파형을 포착한 오실로스코프 화면

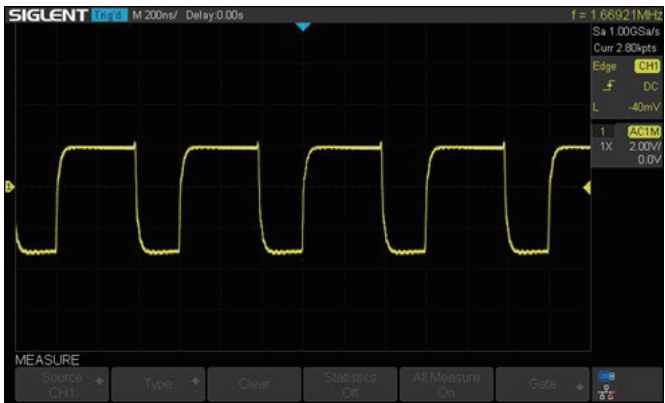


그림 14: 246mA 부하일 때 MAX20343H HVLX 파형을 포착한 오실로스코프 화면

이상적인 사각 파형과 비교했을 때 나타나는 차이점을 이용해 많은 문제들을 효과적으로 진단하고 해결할 수 있다:

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
진폭이 적정하지 않다.	인덕터가 개방되었다. IN 핀이 개방되었다. EN이 개방되었거나 접지에 연결되었다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 지점들을 확인한다.	필요하다면 PCB를 수리한다.
듀티 사이클이 적정하지 않다 (출력 전압과 상관적이지 않다).	R_{SEL} 이 적정 값 (6.65K Ω)이 아니다. 외부 저항에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM(R -측정)을 사용해서 R_{SEL} 을 확인한다	적정 값의 저항으로 교체한다.
	R_{SEL} 핀이 개방되었다. ($V_0 = 3.3V$)	출력이 3.3V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, 저항에서 R_{SEL} 핀으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.

	R_{SEL} 핀이 접지로 단락되었다. ($V_0 = 5.5V$)	출력이 5.5V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, 커패시터 상의 저항을 측정한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
파형 왜곡이 발생한다. 상승 에지가 둥글게 된다.	인덕터 연결이 불량하다.	인덕터 연결을 다시 한다. 인덕터를 교체한다.	연결 불량은 보다 높은 라인 저항을 유발할 수 있다.

3A 단계 - 출력 DC 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1M Ω 이상인 DMM을 사용해서 MAX20343H 디바이스 출력에서 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 출력 "OUT" 핀에 연결한다. 이 출력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 리드들을 출력 커패시터 C_{OUT} 에 연결한다.

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

출력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	SMPS에서 C_{OUT} 으로 연결이 되지 않았다.	배터리 연결을 해제하고, 출력에서 C_{OUT} 으로 전도가 되는지 테스트한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	출력 커패시터가 접지로 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
판독이 너무 낮다. (4.75VDC 미만)	인덕터가 부적절한 값이다. 인덕터가 포화되었다. R_{SEL} 이 부적절한 값이다.	배터리 연결을 해제하고, 인덕터와 저항 값을 확인한다.	
4.75V~5.25V		불필요	정상 작동
판독이 너무 높다. (5.25VDC 이상)	R_{SEL} 이 부적절한 값이다.	배터리 연결을 해제하고, R_{SEL} 값을 확인한다.	

3B 단계 - 출력 AC 전압 확인: 오실로스코프 또는 DSO를 사용해서 MAX20343H 디바이스의 OUT 핀을 탐침하여 이번에는 출력 리플 (AC)을 측정한다. 출력을 정확하게 측정하고 RF 픽업을 최소화하기 위해 10x 피크 테일 프로브 사용을 권장한다. 차동 능동 프로브를 사용하면 주변 잡음을 더욱 더 낮출 수 있다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz 이상이여야 한다.

이 회로가 정상적으로 작동한다면 파형은 1.8VDC 출력에 약간의 리플 파형이 얹혀진 모습일 것이다. 그림 15는 이 리플 파형을 보여준다.

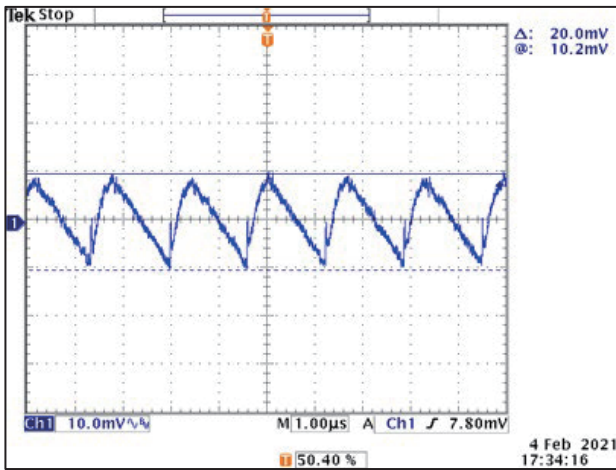


그림 15: MAX20343H(5V)출력 리플 파형을 포착한 오실로스코프 화면(그림 13)

아래 표를 사용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
리플 진폭이 너무 크다.	커패시터 값이 적정하지 않다. 커패시터에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 연결 지점들을 확인한다. 커패시터 값을 측정한다.	
리플 주파수가 V_{HVLX} 펄스파 주파수와 일치하지 않는다.	경부하이다.	부하를 확인한다.	
광대역 잡음이 너무 높다.	부하가 너무 크다. 환경적 잡음이 존재한다.	부하와 환경적 잡음을 점검한다.	환경적 잡음을 낮추기 위해서는 피그 테일 10x 프로브 또는 능동 차동 프로브를 사용한다.
전이 스파이크가 너무 높다.	부하 인덕턴스 때문이다. 입력 전류가 적정하지 않다.	라인 인덕턴스를 확인한다. 스코프를 사용해서 입력 전류를 확인한다.	

맺음말

이 글은 총 2부로 구성된 연재물의 1부로서, MAX86171을 기반으로 한 PPG 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에 사용하도록 사전에 설계 및 검증된 디스크리트 전원장치 회로 설계를 소개했다. 이 전원공급 장치 회로 설계는 MAX86141 기반의 PPG 디바이스에도 사용할 수 있다.

2부에서는 MAX86171 기반 및 MAX86141 기반 PPG 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에 사용하도록 사전에 설계 및 검증된 통합 전원장치 회로 설계에 대해서 설명한다.

아나로그디바이스 웹사이트 "[원격 환자 생체지표 모니터링 시스템용 전원장치 서브시스템](#)"에서는 이들 디스크리트 및 통합 전원장치 구현에 관한 검증 테스트 데이터를 볼 수 있다.

추가 정보:

[생체지표 모니터링 애플리케이션용 전원장치 서브시스템](#)

[정밀한 웨어러블 광학식 심박수 모니터링 시스템 설계](#)

저자 소개

펠리페 네이라(Felipe Neira)는 아나로그디바이스(Analog Devices)의 애플리케이션 엔지니어이며, 휴대용 및 웨어러블 솔루션, 특히 의료용 센서의 배터리 전원 관리 분야에서 전문성을 쌓아왔다. 다양한 시장용 ADI 제품에 대한 기술 지원을 맡고 있다. UC 산타크루즈에서 BSEE를 취득했으며, 졸업 직후 ADI에 입사했다.

마크 스미스(Marc Smith)는 아나로그디바이스의 의료용 바이오센싱 애플리케이션 MTS(member of technical staff)이다. MEMS 및 센서 기술 전문가로서, 다양한 시장을 위한 센서 제품 및 전자장치 개발과 관련해서 30년 넘는 경험을 쌓고 있다. 12개의 특허를 보유했으며, 10여 건 이상의 문헌을 저작했다. UC 버클리에서 BSEE를, 캘리포니아 세인트 메리즈 칼리지에서 MBA를 취득했다.

광혈류 측정(PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용 전원장치 서브시스템 - 2부

글: 펠리페 네이라(Felipe Neira)

애플리케이션 트레이닝 및 기술 서비스 담당 선임 테크니컬 스태프(MTS),

마크 스미스(Marc Smith)

애플리케이션 담당 수석 테크니컬 스태프(MTS) /

아나로그디바이스(Analog Devices, Inc.)

개요

총 2부로 구성되는 이 글에서는, 뛰어난 시스템 신호대 잡음비 성능이 요구되는 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 설계 및 검증된 스위치 모드 전원 회로 설계를 소개한다. 1부에서는 최상의 성능을 달성하도록 설계된 디스크리트 솔루션에 관해서 설명하고, 2부에서는 공간 제약적 애플리케이션용으로 적합하게 설계된 집적화된 솔루션에 관해서 설명한다.

이 글에서는 다음과 같은 주제들을 다룬다:

- ▶ 광혈류 측정(photoplethysmogram, PPG) 시스템에 적합한 전원장치 구성 및 선택 방법
- ▶ 스위치 모드 전원장치(SMPS) 레퍼런스 회로 구현 방법으로서 디스크리트 설계(1부)와 통합 설계(2부) 방식 비교
- ▶ 서로 다른 활용 사례와 부하 조건에서 시스템을 검증하기 위한 전원장치 성능 테스트 방법론
- ▶ 회로 구현을 검증하기 위한 체크리스트
- ▶ 회로 구현과 관련하여 발생하는 문제들에 대한 해결 방안

총 2부로 구성되는 이 연재물에서는 뛰어난 시스템 신호대 잡음비(SNR) 성능이 요구되는 광혈류 측정(photoplethysmogram, PPG) 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 개발 및 검증된 전원장치 회로 설계를 소개한다. PPG 장비는 혈류량 변화를 측정함으로써 이로부터 혈중 산소포화도나 심박수 같은 생체지표 정보를 도출할 수 있다.

1부에서는 아나로그디바이스(Analog Devices, ADI)의 [MAX86171](#) 광학식 맥박 산소포화도 측정 및 심박수 센서 아날로그 프론트 엔드(AFE)를 기반으로 한 PPG 장비에서 최상의 성능을 달성하도록 설계된 디스크리트 전원장치 회로 설계 솔루션에 대해서 설명했다. 2부에서는 [MAX86141](#) 광학식 맥박 산소포화도 측정 및 심박수 센서 AFE(MAX86171과도 함께 사용 가능)를 사용하여 공간 제약적 애플리케이션에 적합하도록 설계된 통합 솔루션을 소개한다.

1부에서도 언급했듯이 ADI는 설계 엔지니어의 개발 작업을 간소화할 수 있게, 각각의 바이오센싱 AFE 디바이스에 대해서 신호대 잡음비(SNR) 성능을 보장하면서 자체적으로 성능이 검증된 전원장치 서브시스템 회로 설계를 제공한다. 1부에서는 디스크리트 솔루션에 대해서 설명했고, 이제 2부에서는 공간 제약적 애플리케이션용으로 적합한 통합 솔루션에 대해서 설명한다.

각각의 사례별 전원장치 회로를 소개하고 그에 따른 검증 시의 체크리스트와 문제 해결 지침들을 설명한다. 그림 1은 원격 환자 모니터링 애플리케이션의 표준 전원 블록 다이어그램을 보여준다.

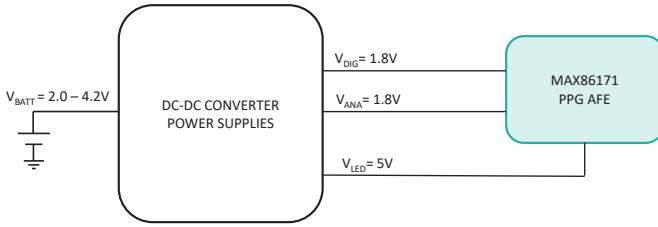


그림 1: PPG 원격 환자 생체지표 모니터링 시스템의 블록 다이어그램

설계 요건:

입력		출력 (V_{DIG} , V_{ANA} , V_{LED})		잡음, RTO
V_{IMIN}	V_{IMAX}	V_{OMIN}	V_{OMAX}	$V_{PP(max)}$
3.0V ¹	4.2V ¹	1.6V	2.0V	30mV _{PP}
2.0V ²	3.0V ²	1.6V	2.0V	30mV _{PP}
		4.7V	5.3V	20mV _{PP}

¹ 이차 전지 (LiPo)

² 일차 전지 (리튬 코인셀)

설계 구성

설계 구성	배터리 구현	보드 레이아웃 고려사항
디스크리트 설계	일차 전지 (코인셀) 이차 전지 (Li 및 LiPo)	디스크리트 디바이스들을 사용한 회로 구현
집적화 설계	이차 전지 (Li 및 LiPo)	단일 IC를 사용하여 보드 면적 최소화 이차 전지만 지원

집적화 설계

이 DC-DC 전원 관리 IC(PMIC) 설계는 단일 IC를 사용하여 원격 환자 생체지표 모니터링 시스템에 사용하도록 3개의 출력 레일을 지원한다. 이 IC는 단일-인덕터를 이용한 다중-출력(SIMO) 벅-부스트 레귤레이터를 제공하는 특징을 가지며, 단일 인덕터로 여러 전원 레일을 제공할 수 있으므로 총 전원 솔루션 크기를 최소화하면서도 우수한 효율의 솔루션을 제공한다.

이 회로는 라인 및 부하 레귤레이션을 하면서, 바이오센서의 신호대 잡음비(SNR) 성능을 방해하지 않도록 낮은 출력 잡음을 유지한다. 또한 재충전가능 리튬 폴리머 배터리를 사용하여 동작 가능하며, 그림 2는 집적화된 전원 디바이스를 사용한 PPG 서브시스템을 보여준다.

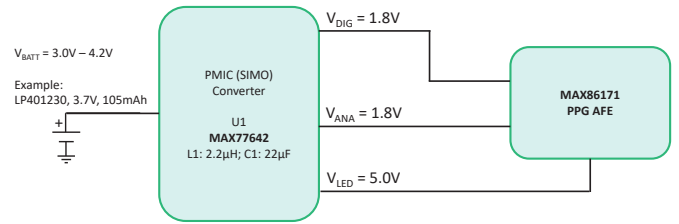


그림 2: 집적화된 MAX77642 전원 디바이스를 사용한 PPG 서브시스템 블록 다이어그램

주요 부품:

표기	부품	설명
U1	DC-DC 컨버터	전력 변환기 (MAX77642)
L1	2.2μH 인덕터	낮은 등가직렬저항(ESR) 인덕터 (에너지) 저장 소자
C1	22μF 커패시터	낮은 ESR 커패시터 (에너지) 저장 소자

L1과 C1은 DC-DC 컨버터(SMPS)성능에 결정적인, 특별히 선택된 수동 소자들이다.

PMIC를 사용하는 1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로

아래 회로는 MAX77642 PMIC를 사용한 것으로서, 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에서 SMPS 디바이스를 적절히 작동시키기 위한 통상적인 입력 및 출력 레벨을 보여준다. 그림 3에서 보듯이, 디지털 멀티미터(DMM)를 사용하여 입력 포트와 출력 포트를 탐침해서 전압을 측정할 수 있다. 이 전원장치 출력 레벨은 배터리 방전과 가변 부하(예: 디바이스 모드 전환, 슬립 모드로부터 기동 등) 같은 여러 요인들에 의해 달라질 수 있다.

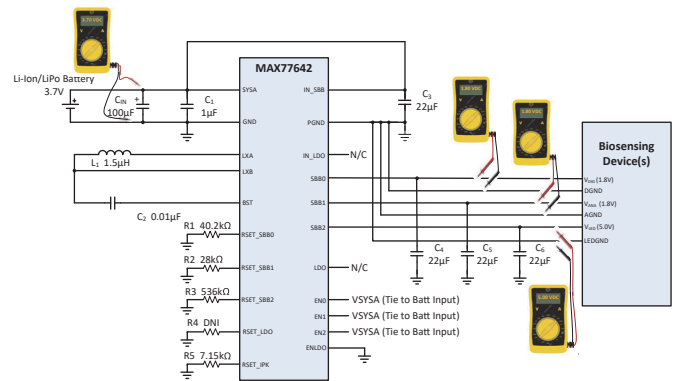


그림 3: 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 집적화된 1.8V/1.8V/5.0V MAX77642 SMPS 회로

1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로 검증을 위한 체크리스트

그림 4는 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에서, 집적화된 MAX77642 PMIC를 어떻게 사용하는지 보여준다.

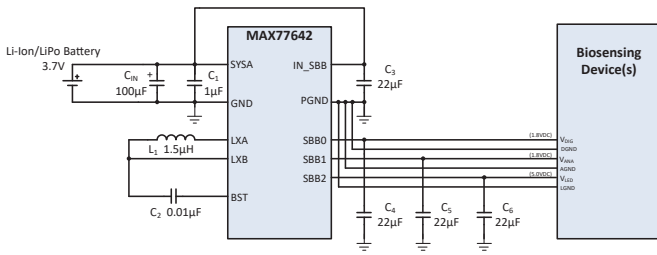


그림 4: 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션용으로 집적화된 MAX77642 전원장치

1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로 검증을 위한 체크리스트

아래 표의 체크리스트에 따라서, MAX77642 디바이스를 사용한 1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로가 바이오센싱 회로 부하에 대해서 어떻게 작동하는지 검증할 수 있다.

단계	검사 항목	검사 방법	측정	도움이 필요할 때?
1	입력 DC 전원 공급 장치 검사 LP401230 LiPo 배터리	배터리 전압 측정	판독 범위: 3.0V - 4.2V	문제 해결 가이드
2	입력 DC 전원 공급 장치 검사 LP401230 LiPo 배터리	C _{IN} 상의 전압 측정	판독 범위: 3.0V - 4.2V	
3	V _{OUT} DC 레벨 검사	GND를 참조해서 SBB1 출력 DC 전압 측정	아날로그 1.8V 판독 범위: 1.71V - 1.89V	
4		GND를 참조해서 SBB0 출력 DC 전압 측정	디지털 1.8V 판독 범위: 1.71V - 1.89V	
5		GND를 참조해서 SBB2 출력 DC 전압 측정		
6	아날로그 1.8V 출력 잡음 레벨 검사	피크 테일 10x 싱글 엔디드 프로브 또는 차동 능동 프로브를 사용해서 C ₅ 탐침	리플 잡음 레벨은 20mV _{PP} 미만이어야 함	
7	디지털 1.8V 출력 잡음 레벨 검사	피크 테일 10x 싱글 엔디드 프로브 또는 차동 능동 프로브를 사용해서 C ₄ 탐침	리플 잡음 레벨은 20mV _{PP} 미만이어야 함	
8	아날로그 5.0V 출력 잡음 레벨 검사	피크 테일 10x 싱글 엔디드 프로브 또는 차동 능동 프로브를 사용해서 C ₆ 탐침	리플 잡음 레벨은 20mV _{PP} 미만이어야 함	

1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로의 문제 해결 가이드

아래 회로의 문제 해결 가이드(그림 5)는 1.8V/1.8V/5.0V SMPS 회로를 작동했을 때 문제가 발생할 경우 설계 엔지니어에게 도움을 주기 위한 것으로서, 이들 집적화된 스위치 모드 전원공급 장치(SMPS)를 구현할 때 발생할 수 있는 가장 일반적인 문제들을 다루고 있다.

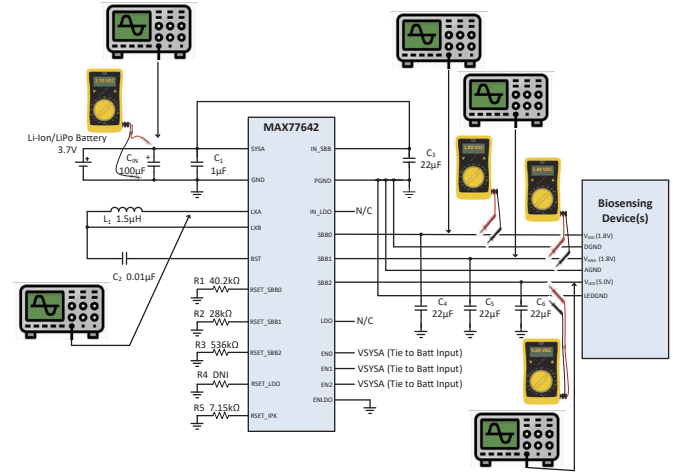


그림 5: MAX77642 SMPS 회로의 문제 해결

MAX77642 SMPS 회로의 문제 해결:

1단계 - 입력 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1MΩ 이상인 디지털 멀티미터(DMM)를 사용해서 MAX77642 디바이스 입력 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 입력 "IN" 핀에 연결한다. 이 입력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 리드들을 입력 커패시터 C_{IN}에 연결한다.

아래 표를 활용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	배터리가 충전되지 않았다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 0V로 측정되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
	배터리가 연결되지 않았다	배터리 연결을 해제하고, 배터리 커넥터에서 디바이스 입력으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	입력 커패시터가 접지로 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
2.8V 미만	배터리 충전 수준이 낮다. 배터리에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, 전압을 측정한다. 2.8V 미만으로 확인되면 배터리를 충전한다.	배터리가 충전되지 않으면 배터리를 교체한다.
2.8V~4.2V		조치 불필요	정상 작동
4.2V 이상	배터리에 문제가 있다.	배터리를 교체한다.	

2단계 - 인덕터 신호 파형 확인: 오실로스코프 또는 디지털 저장 스크프(DSO)를 사용해서 MAX77642 디바이스의 LXA 핀을 탐침한다. 이 입력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 프로브를 (LXA) 인덕터 끝에 있는 커패시터에 연결한다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz이어야 한다.

이 회로가 정상적으로 작동한다면 파형은 그림 6에서 보이는 것처럼 상승 및 하강 에지 상에 최소한의 링잉을 갖는 일련의 펄스파의 모습일 것이다.

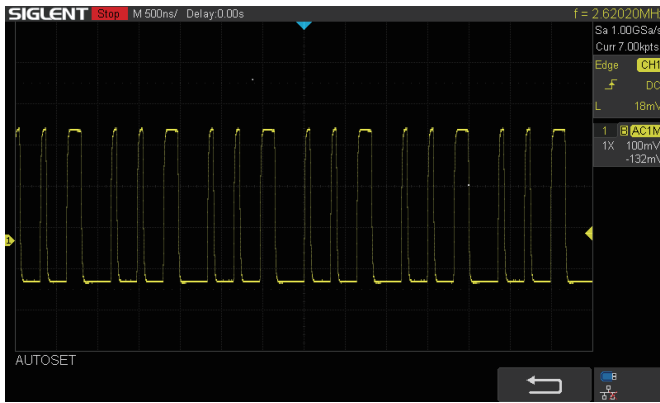


그림 6: SSB0 & SSB1 Iout = 1.2mA 및 SSB2 Iout = 126.1mA 부하 조건일 때 MAX77642 LXA 파형

펄스 파형을 보면, 3개의 SMPS가 하나의 인덕터를 공유해서(SIMO 전원공급) 시간 분할 다중화로 동작한다는 것을 알 수 있다

이상적인 펄스파형과 비교했을 때 나타나는 차이점을 이용해 많은 문제들을 효과적으로 진단 및 해결할 수 있다.

아래 표를 활용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
진폭이 적정하지 않다.	인덕터가 개방되었다. IN 핀이 개방되었다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 연결 지점들을 확인한다.	필요하다면 PCB를 수리한다.
듀티 사이클이 적정하지 않다 (펄스들이 빠져 있다).			
SSB0 펄스가 잡히지 않는다.	EN0이 GND에 단락되었다.	SSB0 출력이 0V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, EN0 핀에서 GND로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.

SSB1 펄스가 잡히지 않는다.	EN1이 GND에 단락되었다.	SSB1 출력이 0V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, EN0 핀에서 GND로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
SSB2 펄스가 잡히지 않는다.	EN2가 접지에 단락되었다.	SSB2 출력이 0V인지 확인한다. 배터리 연결을 해제하고, EN0 핀에서 GND로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
듀티 사이클이 적정하지 않다 (펄스 폭이 적정하지 않다).	출력 전압 선택 저항이 적정하지 않다. 디바이스에 문제가 있다.	부적절한 PW에 해당하는 SSBx 채널을 식별하고 아래의 단계에 따라서 검사한다.	
SSB0 PW가 적정하지 않다.	RSET_SSB0이 GND로 단락되었다. (SSB0 V _O = 0.5V)	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 40.2KΩ인지 확인한다.	저항이 불량하거나 적정하지 않다. PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
	RSET_SSB0 핀이 개방되었다. (SSB0 V _O = 5.2V)	배터리 연결을 해제하고, 저항에서 RSET_SSB0 핀으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB로 개방이 발생했을 수 있다. 솔더 접속이 불량하다.
	RSET_SSB0 저항 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 40.2KΩ인지 확인한다.	설치된 저항이 불량이거나 적정하지 않다.
SSB1 PW가 적정하지 않다.	RSET_SSB1이 GND로 단락되었다. (SSB1 V _O = 0.5V)	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 28KΩ인지 확인한다.	저항이 불량하다(단락되었다). PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
	RSET_SSB1 핀이 개방되었다. (SSB1 V _O = 5.2V)	배터리 연결을 해제하고, 저항에서 RSET_SSB1 핀으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다. 솔더 접속이 불량하다.
	RSET_SSB1 저항 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 28KΩ인지 확인한다.	설치된 저항이 불량이거나 적정하지 않다.
SSB2 펄스가 잡히지 않는다.	RSET_SSB2가 GND로 단락되었다. (SSB2 V _O = 0.5V)	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 536KΩ인지 확인한다.	저항이 불량하다(단락되었다). PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
	RSET_SSB2 핀이 개방되었다. (SSB2 V _O = 5.5V)	배터리 연결을 해제하고, 저항에서 RSET_SSB2 핀으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다. 솔더 접속이 불량하다.
	RSET_SSB2 저항 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, GND에 대해서 536KΩ인지 확인한다.	설치된 저항이 불량이거나 적정하지 않다.
파형 왜곡이 발생한다. 상승 에지가 둥글게 된다.	인덕터 배선이 불량하다.	인덕터 배선을 다시 한다. 인덕터를 교체한다.	배선 불량은 높은 라인 저항을 발생시킬 수 있다.

3A 단계 - 출력 DC 전압 확인: Fluke 87과 같이 내부 임피던스가 1MΩ 이상인 DMM을 사용해서 MAX77642 디바이스의 3개 출력에서 전압을 측정한다. '검정색' 마이너스 리드는 접지에 연결하고, '빨간색' 플러스 리드는 이 디바이스의 해당 SSBx 채널 출력 "OUT" 핀에 연결한다. 이 출력 핀에 접근하기가 쉽지 않으면 리드들을 출력 커패시터 C_{OUT}에 연결한다.

아래 표를 활용해 SSB0 (1.8VDC) 출력과 관련한 문제를 진단 및 해결할 수 있다:

출력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	SSB0에서 C _{OUT} 으로 연결이 되지 않았다.	배터리 연결을 해제하고, 출력에서 C _{OUT} 으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	출력 커패시터가 접지에 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
판독이 너무 낮다. (1.71VDC 미만)	인덕터 값이 적정하지 않다. 인덕터가 포화되었다. RSET_SSB0 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, 인덕터와 저항 값을 확인한다.	
1.71V ~ 1.89V		조치 불필요	정상 작동
판독이 너무 높다. (1.89VDC 이상)	R _{SEL} 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, R _{SEL} 값을 확인한다.	

아래 표를 활용해 SSB1 (1.8VDC) 출력과 관련한 문제를 진단 및 해결할 수 있다:

출력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	SSB1에서 C _{OUT} 으로 연결이 되지 않았다.	배터리 연결을 해제하고, 출력에서 C _{OUT} 으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	출력 커패시터가 접지에 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
판독이 너무 낮다. (1.71VDC 미만)	인덕터 값이 적정하지 않다. 인덕터가 포화되었다. RSET_SSB1 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, 인덕터와 저항 값을 확인한다.	
1.71V~1.89V		조치 불필요	정상 작동
판독이 너무 높다. (1.89VDC 이상)	R _{SEL} 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, R _{SEL} 값을 확인한다.	

아래 표를 활용해 SSB2 (5.0VDC) 출력과 관련한 문제를 진단 및 해결할 수 있다:

출력 전압 판독	가능한 원인	조치	비고
0V/판독 불가	SSB2에서 C _{OUT} 으로 연결이 되지 않았다.	배터리 연결을 해제하고, 출력에서 C _{OUT} 으로 전도가 되는지 확인한다.	PCB에 개방이 발생했을 수 있다.
	출력 커패시터가 접지에 단락되었다.	배터리 연결을 해제하고, 커패시터가 도통되는지 확인한다.	PCB에 단락이 발생했을 수 있다.
판독이 너무 낮다. (4.75VDC 미만)	인덕터가 부적정한 값이다. 인덕터가 포화되었다. RSET_SSB2 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, 인덕터와 저항 값을 검사한다.	
4.75V~5.25V		조치 불필요	정상 작동
판독이 너무 높다. (5.25VDC 이상)	R _{SEL} 값이 적정하지 않다.	배터리 연결을 해제하고, R _{SEL} 값을 확인한다.	

3B 단계 - 출력 AC 전압 확인: 오실로스코프 또는 DS0를 사용해서 MAX77642 디바이스의 3개 출력을 탐침하여 이번에는 출력 리플(AC)을 측정한다. 출력을 정확하게 측정하고 RF 픽업을 피하기 위해 차동 기법(differential technology)을 사용할 것을 권장한다.

*** 주의:** 오실로스코프와 프로브는 대역폭이 최소한 200MHz 이상이여야 한다.

이 회로가 정상적으로 작동한다면 SSB0 파형은 1.8VDC (디지털) 출력에 약간의 리플 파형이 얹혀진 모습일 것이다. 그림 7은 이 리플 파형을 보여준다.

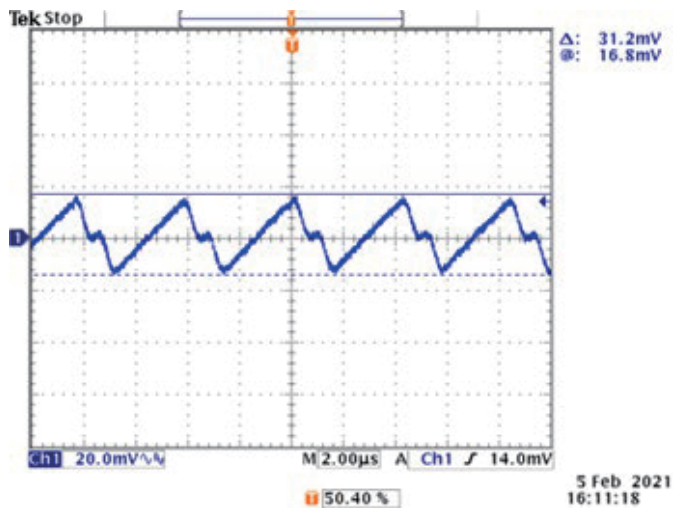


그림 7: MAX77642 SSB0 (디지털 1.8V) 리플 파형을 포함한 오실로스코프 화면 (Vin = 4.2V, IOUT = 100mA)

아래 표를 활용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
리플 진폭이 너무 크다.	커패시터 값이 적정하지 않다. 커패시터에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 연결 지점들을 확인한다. 커패시터 값을 측정한다.	
광대역 잡음이 너무 높다.	부하가 너무 크다. 환경적 잡음이 존재한다.	부하와 환경적 잡음을 확인한다.	환경적 잡음을 낮추기 위해서는 차동 프로브를 사용해서 출력을 탐침한다.
전이 스파이크가 너무 높다.	부하 인덕턴스가 너무 크다. 입력 전류가 적정하지 않다.	라인 인덕턴스를 확인한다. 스코프를 사용해서 입력 전류를 확인한다.	

이 회로가 정상적으로 작동한다면 SSB1 파형은 1.8VDC (아날로그) 출력에 약간의 리플 파형이 얹혀진 모습일 것이다. 그림 8은 이 리플 파형을 보여준다.

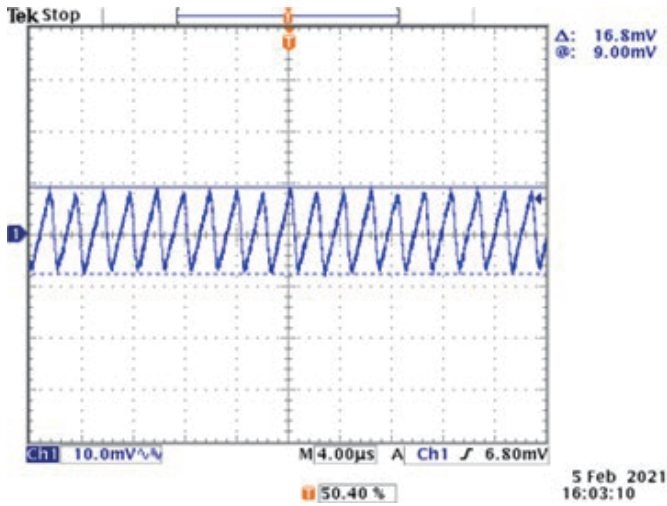


그림 8: MAX77642 SSB1(아날로그 1.8V) 리플 파형을 포착한 오실로스코프 화면 (Vin = 4.2V, IOUT = 100mA)

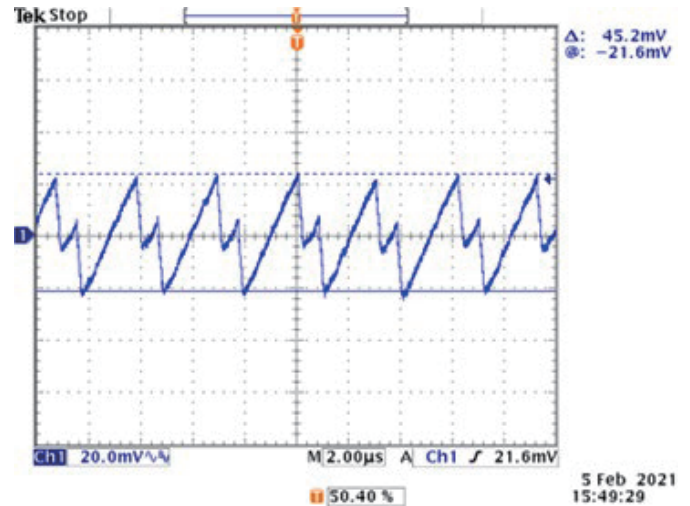


그림 9: MAX77642 SSB2 (5.0V) 리플 파형을 포착한 오실로스코프 화면 (Vin = 4.2V, IOUT = 100mA)

아래 표를 활용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
리플 진폭이 너무 크다.	커패시터 값이 적정하지 않다. 커패시터에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 배선을 확인한다. 커패시터 값을 확인한다.	
광대역 잡음이 너무 높다.	부하가 너무 크다. 환경적 잡음이 존재한다.	부하와 환경적 잡음을 확인한다.	환경적 잡음을 낮추기 위해서는 차동 프로브를 사용해서 출력을 탐침한다.
전이 스파이크가 너무 높다.	부하 인덕턴스가 너무 크다. 입력 전류가 적정하지 않다.	라인 인덕턴스를 확인한다. 스코프를 사용해서 입력 전류를 확인한다.	

아래 표를 활용해 관련 문제들을 진단 및 해결할 수 있다:

입력 파형	가능한 원인	조치	비고
리플 진폭이 너무 크다.	커패시터 값이 적정하지 않다. 커패시터에 문제가 있다.	배터리 연결을 해제하고, DMM을 사용해서 모든 배선을 확인한다. 커패시터 값을 확인한다.	
광대역 잡음이 너무 높다.	부하가 너무 크다. 환경적 잡음이 존재한다.	부하와 환경적 잡음을 확인한다.	환경적 잡음을 낮추기 위해서는 차동 프로브를 사용해서 출력을 탐침한다.
전이 스파이크가 너무 높다.	부하 인덕턴스가 너무 크다. 입력 전류가 적정하지 않다.	라인 인덕턴스를 확인한다. 스코프를 사용해서 입력 전류를 확인한다.	

이 회로가 정상적으로 작동한다면 SSB2 파형은 5.0VDC (LED용) 출력에 약간의 리플 파형이 얹혀진 모습일 것이다. 그림 9는 이 리플 파형을 보여준다.

맺음말

총 2부로 이루어진 이 연재물에서는 MAX86171 또는 MAX86141을 기반으로 한 PPG 원격 환자 생체지표 모니터링 애플리케이션에 사용하도록 개발 및 검증된 전원장치 설계를 소개했다. 1부에서는 디스크리트 솔루션에 대해서 설명했고, 2부에서는 집적화된 솔루션에 대해서 설명했다. 집적화된 솔루션과 디스크리트 솔루션 모두가 PPG 성능을 잘 뒷받침하는데, 집적화된 솔루션은 풋프린트를 축소하고 부품 수를 줄일 수 있으므로 크기에 있어서 제약이 따르는 애플리케이션에 사용하기에 적합하다.

아나로그디바이스 웹사이트 "[원격 환자 생체지표 모니터링 시스템용 전원장치 서브시스템](#)"에서는 이들 디스크리트 및 집적화된 전원장치 구현에 관한 검증 테스트 데이터를 볼 수 있다.

추가 정보:

[생체지표 모니터링 시스템용 전원장치 서브시스템](#)

[정밀한 웨어러블 광학식 심박수 모니터링 시스템 설계](#)

저자 소개

펠리페 네이라(Felipe Neira)는 아나로그디바이스(Analog Devices)의 애플리케이션 엔지니어이며, 휴대용 및 웨어러블 솔루션, 특히 의료용 센서의 배터리 전원 관리 분야에서 전문성을 쌓아왔다. 다양한 시장용 ADI 제품에 대한 기술 지원을 맡고 있다. UC 산타크루즈에서 BSEE를 취득했으며, 졸업 직후 ADI에 입사했다.

마크 스미스(Marc Smith)는 아나로그디바이스의 의료용 바이오센싱 애플리케이션 MTS(member of technical staff)이다. MEMS 및 센서 기술 전문가로서, 다양한 시장을 위한 센서 제품 및 전자장치 개발과 관련해서 30년 넘는 경험을 쌓고 있다. 12개의 특허를 보유했으며, 10여 건 이상의 문헌을 저작했다. UC 버클리에서 BSEE를, 캘리포니아 세인트 메리즈 칼리지에서 MBA를 취득했다.

ADI와 팜센스(PalmSens)가 공동 개발한 전기화학 바이오센서 POC 진단용 정전위 모듈

팬데믹을 계기로 건강에 대한 사람들의 관심이 크게 높아졌으며, 그에 따라 전기화학 바이오센서에 대한 개발과 혁신이 빨라지고 있다. 더 나은 바이오센서와 판독 장치를 이용할 수 있게 됨으로써 의료 분야 종사자들은 코로나 바이러스뿐 아니라 말라리아와 결핵에서부터 박테리아 감염에 이르기까지 다양한 질병들을 더 빠르고 정확하게 진단하고 치료할 수 있게 되었다.

정전위(potentiostats)가 가진 잠재력

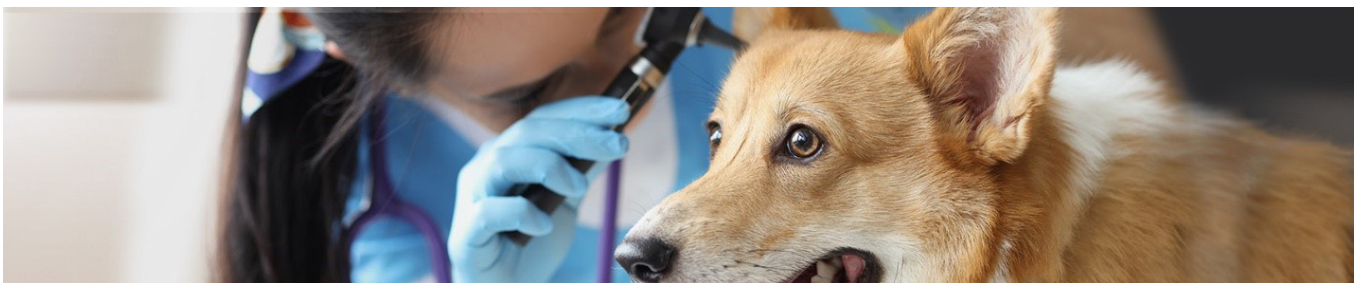
전기화학 바이오센서 혁신 업체에서는 이러한 수요를 간과하지 않고 새로운 기회로 전환시켰다. 그런데 더 나은 테스트 솔루션을 내놓기 위해서는 전기화학에 대한 전문성 이외에도 측정 및 센싱에 대한 전문성도 필요하다. 정전위(potentiostats)는 세포의 저항에서 일어나는 변화를 검출하고 그에 따라 보조 전극을 통해서 전류를 조절하는 전기 회로이다. 이 디바이스는 대부분의 전기분해 실험에서 제어와 측정을 위해 필수적으로 사용되는 전자 하드웨어이다. 전기화학 바이오센서 분야 기업들이 바이러스나 박테리아의 전기화학적 특성을 이해하는 것은 어려운 일이 아니지만, 정전위 같은 제품이나 판독기를 개발하려면 다년 간의 연구와 시행착오가 필요할 수 있다.

아나로그디바이스(Analog Devices, Inc., ADI)와 팜센스(PalmSens)가 협력하여 개발한 엠스탯 피코(EmStat Pico) 정전위 모듈은 정전위에 대한 전문 지식이 없어도 전기화학 바이오센서 기술을 개발할 수 있게 해준다. 이로써 바이오센서 회사들은 전문가를 고용하기 위해서 혹은 자신들이 전문가가 되기 위해서 시간과 돈을 들일 필요가 없게 되었다. 이 독립형 정전위 모듈 개발을 위해 팜센스와 협력함으로써, ADI는 혁신 기업들이 부족한 부분을 메워서 생명을 구하는 제품을 보다 신속하게 출시할 수 있도록 돕고 있다.

한 눈에 보기

팜센스 회사 소개

2001년에 키스 반 벨젠(Kees van Velzen) 박사가 설립한 팜센스는 휴대성을 강조한, 대다수 전기화학 용도의 방대한 측정 장치 제품들을 제공한다. 팜센스는 전문 지식이 없는 사람이나 선행 연구원, 기업들도 전기화학을 좀더 손쉽게 접근하고 휴대가 용이하도록 만드는 것을 목표로 한다.



출처: Shutterstock 2098440013

과제

팜센스의 전기화학 바이오센서 기술과 ADI의 첨단 신호 처리 전문성을 결합하여, 정확도를 떨어뜨리지 않고도 실험실 장비보다 더 빠르고 크기는 작으면서 전력소모는 더 적은 정전위기를 개발하여, 정전위기를 사용한 설계 경험이 전혀 없는 개발자들도 쉽게 구현할 수 있도록 한다.

애플리케이션

- ▶ 헬스케어
- ▶ 환경 모니터링
- ▶ 식품 안전
- ▶ 수의학
- ▶ 상태 모니터링

목표

바이오센서 기업들이 기술적으로 부족한 부분을 메우고 생명을 구하는 기술을 시장에 빠르게 내놓을 수 있도록 돕는 전기화학 바이오센서 플랫폼을 개발한다.

가장 먼저 선보인 QSM의 Otter eQ



아날로그 가라지(Analog Garage)는 ADI의 자체 인큐베이터로서, 엔지니어, 데이터 과학자, 하드웨어 및 소프트웨어 전문가들이 모여 민첩하게 움직이며 아이디어 지향적인 스타트업 분위기 속에서 새로운 기술과 솔루션을 개발한다.

보스턴에 위치한 QSM 다이어그노틱스(QSM Diagnostics)는 박테리아 감염의 신속한 진단을 위해 POC(point-of-care) 수의학 진단 솔루션을 개발하는 회사이다. 이 회사는 이러한 용도의 센서와 의료 장비 개발 및 상용화에 있어서 수십 년의 전문성을 쌓아왔다.

2016년에 QSM은 전통적인 수의 실험실 장비와 동일한 결과를 치료 현장에서 즉각적으로 제공하면서도 보다 저렴하고 휴대가 용이한 전기화학 바이오센서 판독기를 개발하기 위한 아날로그 가라지와 협력력을 시작했다. 이후 ADI와 팜센스가 엠스탯 피코를 내놓자, QSM은 이와 비슷한 제품을 자체 설계하고자 할 때에 비해 제품 개발에 투입되는 자원을 크게 절약할 수 있게 해주는 이 새롭고 작은 정전위기 모듈의 잠재력을 단박에 알아보았다.

"굳이 바퀴를 다시 발명할 필요가 있나?"

QSM의 에드 골루치(Ed Goluch) CEO

QSM의 에드 골루치(Ed Goluch) CEO는 "우리는 측정에 필요한 전자 장치들에 대해서는 전혀 신경 쓸 필요 없이 오직 시험 화학에만 전념할 수 있었다. 굳이 바퀴를 다시 발명할 필요가 있나?"라고 말했다.

QSM의 Otter eQ는 ADI와 팜센스가 개발한 엠스탯 피코를 채택해서 가장 먼저 출시한 제품 중 하나로서, 정전위기가 POC 애플리케이션용 바이오센서 판독기로 활용될 수 있는 범용성을 잘 보여준다. 이 제품은 현재는 개에게만 사용되고 있지만 향후에는 사람에게도 적용될 수 있을 것이다.

동물 병원에서 활용되는 바이오센서

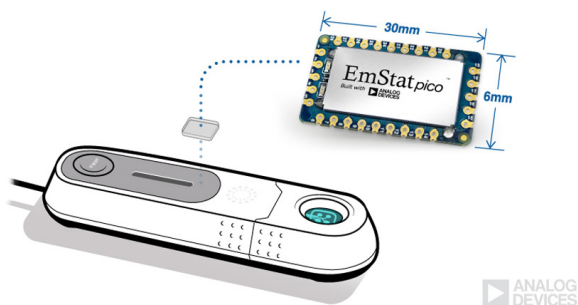
개는 귀 감염이 잘 발생할 수 있다. 녹농균(pseudomonas aeruginosa)이라고 하는 박테리아로 인해 발생하는 귀 감염은 진단하기가 까다롭고 별도의 치료를 필요로 한다. 이 박테리아 원인균을 진단하기 위해서는 수의사가 시험실에 샘플 분석을 의뢰하고 결과를 기다려야 한다. 결과가 나오기 전까지는 불완전한 데이터를 가지고 반려견에 대한 최선의 치료를 할 수밖에 없다.



출처: Shutterstock 779196715

주머니 안에 쏙 들어가는 정전위기

QSM은 현장에서 진단 결과를 곧바로 제공하여 분석 결과를 다음날 오전 중에, 심지어는 해당 반려견과 견주가 동물 병원을 떠나기 전에 확인할 수 있는 전기화학 바이오센서 및 판독기 개발에 나섰다. 이 측정기는 폼팩터가 30mm x 6mm에 불과한 엠스탯 피코를 채택한 덕분에 빠르고 휴대성도 뛰어나다.



"주머니 안에 쏙 들어가는 테스트 장비를 사용한다는 것은 정규 실험실을 갖출 필요가 없다는 뜻이다. 이제 하루 혹은 그 이상 기다릴 필요 없이 불과 2분 안에 진단 결과를 확인할 수 있게 될 것이다."

팜센스의 빌렘 반 벨젠

(Willem van Velzen) CEO

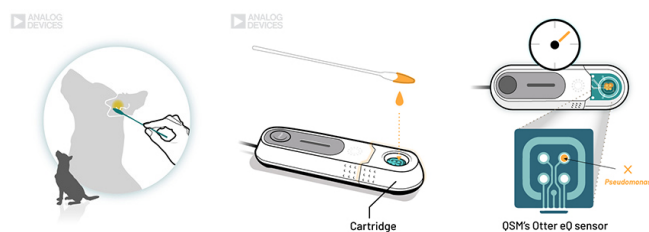
차세대 Otter eQ

미국에서 반려견을 키우는 가정이 한 해에 동물 병원을 방문하는 횟수*

현재의 Otter eQ는 한 가지 박테리아만 진단할 수 있지만, 이 판독기는 여러 종류의 센서를 사용할 수 있으며 현재 그러한 개발이 진행 중이다. 그러면 각각의 센서마다 새로운 판독기를 개발할 필요가 없어진다. 머지않아 Otter eQ는 다양한 동물들에 대해서 다양한 감염을 테스트할 수 있게 될 것이다. 향후 버전들은 일종의 혈액 검사처럼 단일 카트리지로 여러 병원균을 검사할 수 있게 될 것이다.

또한 ADI의 이 최신 모듈은 QSM이 현재의 B2B 시장에서 향후 B2C 시장으로 영역을 확장할 수 있게 해준다. Otter eQ를 개인 소비자들도 사용할 수 있게 된다면 동물 병원의 진료 업무 부담도 덜 수 있을 것이다. 반려견 주인들이 동물 병원을 방문하는 횟수를 줄일 수 있을 것이고, 처방한 치료가 효과가 있는지를 굳이 병원을 방문하지 않고서도 확인할 수 있기 때문이다.

작동 원리



1. 감염된 개의 귀 속으로 면봉을 넣어서 샘플을 채취한다.
2. 일회용 센서 카트리지를 삽입하고, 샘플을 사전에 제조된 완충용액과 혼합한 다음, 카트리지로 떨어트린다.
3. 2분 후 결과를 판독할 수 있다. 센서 어레이를 사용해서 단일 카트리지로 여러 종류의 박테리아를 진단할 수 있다.

개, 고양이, 그리고 사람: QSM의 비전

팜센스의 반 벨젠 CEO는 "반려견용 POC 제품의 경우, 사람에 적용되는 테스트 제품에 비해서 당국의 관련 규제 조항들이 훨씬 적다. 우리는 이것으로부터 시작하여 사람을 위한 POC 애플리케이션으로 나아가기 위한 발판을 마련할 것이며, 여기에는 엄청난 기회가 기다리고 있다"고 말했다.

QSM 기술은 이미 농업 용수에서 제초제 성분을 식별하고, 식수 품질을 모니터링하고, 식품에서 대장균 같은 병원균을 검사하는 데에 사용되고 있다. 카트리지는 바이러스 입자를 식별하기 위해서, 또는 코티솔, 콜레스테롤, 가정에서의 약물 사용 같이 바이러스 감염과 무관한 여러 마커들을 모니터링하기 위해서와 같이, 용도에 따라서 조정할 수 있다.

QSM의 골루치 CEO는 "코로나 팬데믹을 통해 사람들은 이 분야에서 충분한 연구가 이루어지지 않았다는 것을 깨닫게 되었다. 예컨대 혈당측정기는 무려 70년 동안 사용되어 왔지만, 지금까지 우리는 이 기술을 바탕으로 다른 혁신이 이루어진 것을 본 적이 없다"며, "이제 우리는 이 새로운 모듈을 사용해서 여러 가지를 테스트할 수 있는 발판을 마련했다. QSM의 카트리는 어떤 것이든 탐지할 수 있다. 화학 반응만 변경하면 플랫폼은 그에 따라서 작동한다"고 말했다.

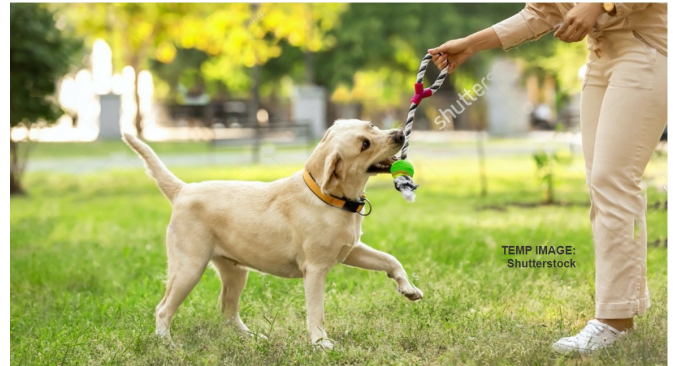


출처: Shutterstock 1856614972

생명을 구하는 제품의 보다 신속한 출시

엠스탯 피코 모듈을 QSM의 기존 카트리지 설계에 통합함으로써, QSM은 솔루션을 자체 개발하는 것에 비해 개발 기간을 3년 가까이 단축했다. 뿐만 아니라 팜센스가 소프트웨어 개발 키트를 제공하므로 작업을 더더욱 단축할 수 있었으며, 이를 통해 QSM은 팜센스로부터 기술 지원을 많이 받지 않고도 제품을 개발할 수 있었다.

ADI의 브라이언 코피(Brian Coffey)는 "팜센스와 손을 잡은 이유는 플러그 앤 플레이 측정 모듈로 완전한 솔루션을 제공할 수 있겠다고 판단했기 때문이다. 이 새로운 모듈을 사용해서 고객들이 생명을 구하는 의료 진단 제품을 보다 빨리 출시할 수 있게 됐다는 소식을 듣게 되어 무척 기쁘다"고 말했다.



출처: Shutterstock 2107606067

* 2017년~2018년 AVMA 반려견 보유 및 인구통계 자료집

오픈소스 평가 플랫폼을 활용한 초음파 송신 서브시스템 프로토타이핑 방법

글: 선샤인 그레이스 카바탄(Sunshine Grace Cabatan)

스태프 엔지니어, 멜리사 로렌즈 라칸레일(Melissa Lorenz Lacanlale)

제품 엔지니어 / 아나로그디바이스(Analog Devices, Inc.)

요약

이 글은 첨단 초음파 기기의 개발과 관련한 과제에 대해 설명한다. 기존 평가 플랫폼을 활용하면 초음파 시스템의 시스템 개발 비용과 송신 블록의 특성화 시간을 모두 줄일 수 있다. 또한 이 글에서는 빔 조향의 핵심적인 컨셉트이자 의료 영상 고유의 컨셉트인 여러 채널을 동기화하는 방법에 대한 단계별 절차를 소개한다.

머리말

모든 새로운 기술 개발 과정에서는 신규 모델이나 차세대 초음파 기기를 상용화하기 전에 하드웨어 개발과 테스트, 시스템 통합 및 검증 확인 단계를 거친다. 채널 수가 많은 영상 초음파 서브시스템을 개발하는 경우라면 이러한 과정에 수년이 걸릴 수 있다. 뿐만 아니라 시스템 고려사항에 대한 지식이 부족한 상태에서 빔 조향 또는 송신 서브시스템의 하드웨어 프로토타입 제작에 뛰어들 경우, 하드웨어 프로토타입을 여러 번 수정하느라 많은 비용이 들 수 있다. 이제 완전한 시스템(프로토타입 보드와 오픈 소스 소프트웨어)을 사용하여 초음파 기기 서브시스템의 동작을 평가함으로써 초음파 기기의 개발 비용과 제품 출시 시간을 줄일 수 있다.

오픈 소스 엠베드(Mbed) 소프트웨어를 탑재한 아두이노 기반 TxDAC® 평가 보드

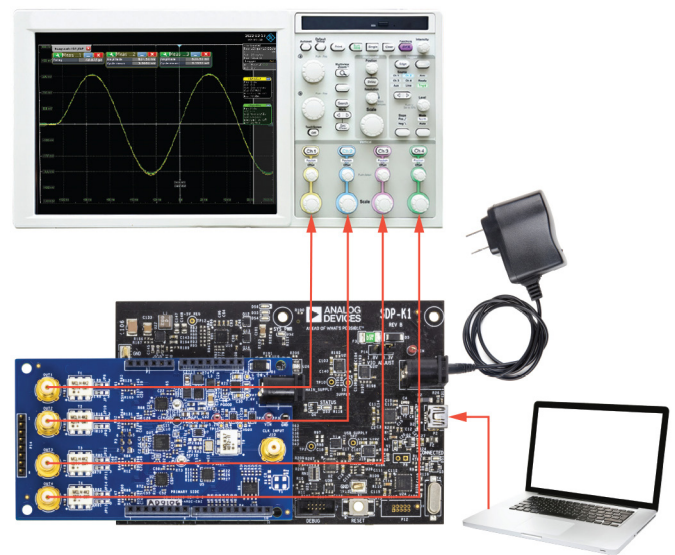


그림 1: AD9106 엠베드(Mbed) 지원 평가 플랫폼

AD9106-ARDZ-EBZ 평가 플랫폼은 SDP-K1과 같은 Arm® 기반 엠베드 지원 보드와 호환되며, 아두이노 우노(Arduino Uno) 헤더와 연결하도록 설계됐다. 이 평가 보드는 USB 전원 공급만 가능하며, 클럭 입력을 위한 고주파 파형 발생기를 필요로 하지 않는다. 디폴트로 온

보드 156.25MHz 크리스탈 오실레이터(X0) 클럭 소스로 사용하지만, 외부 클러킹 옵션도 제공한다. DAC 출력은 트랜스포머와 결합하거나 온보드 증폭기로 평가할 수 있다. 이 경우에만 $7V_{DC} \sim 12V_{DC}$ 30 W AC-DC 어댑터가 필요하다(그림 1).

하드웨어와 함께 예제 오픈 소스 코드가 평가 보드 웹 페이지 상에서 제공되는데, 이를 타깃 애플리케이션을 위한 펌웨어 개발의 시작 지점으로 활용할 수 있다. 평가 보드와 예제 소스 코드는 다른 임베드 플랫폼에서 사용하기 위해 맞춤화가 가능하다. 새로운 평가 시스템은 기존 시스템과 쉽게 통합할 수 있으므로 프로토타이핑이 용이하다.

평가 보드에는 AD9106 칩드, 저전력, 12비트, 180MSPS, TxDAC 및 파형 발생기가 탑재되어 있다. DAC는 샘플링 레이트가 높아 1MHz ~

40MHz 범위의 초음파 동작 주파수에 이상적이다. 외부 이미징 기기는 통상 1MHz ~ 15MHz의 주파수를 사용하는 반면 정맥 심혈관 기기는 40MHz의 높은 주파수를 사용한다. 뿐만 아니라 AD9106은 통합 수준이 매우 높는데, 복잡한 파형 생성을 위한 온칩 패턴 메모리를 내장하고 있으며, 10.8Hz/LSB 주파수 분해능이 가능한 24비트 튜닝 워드의 직접 디지털 합성기(DDS)를 포함하고 있다. 이 디바이스는 또한 패턴 주기, 시작 지연, 이득, 오프셋을 4개의 DAC 채널 각각에 대해 독립적으로 조정할 수 있어 프로그래밍이 매우 유연하다. 여기에 저전력(3.3V, 4mA 출력, 180MSPS에서 채널당 78.8mW, 총 315.25mW 소비) 특성까지 갖췄는데, 이는 초음파 기기와 같은 대형 멀티채널 시스템에서 중요한 고려사항이다.

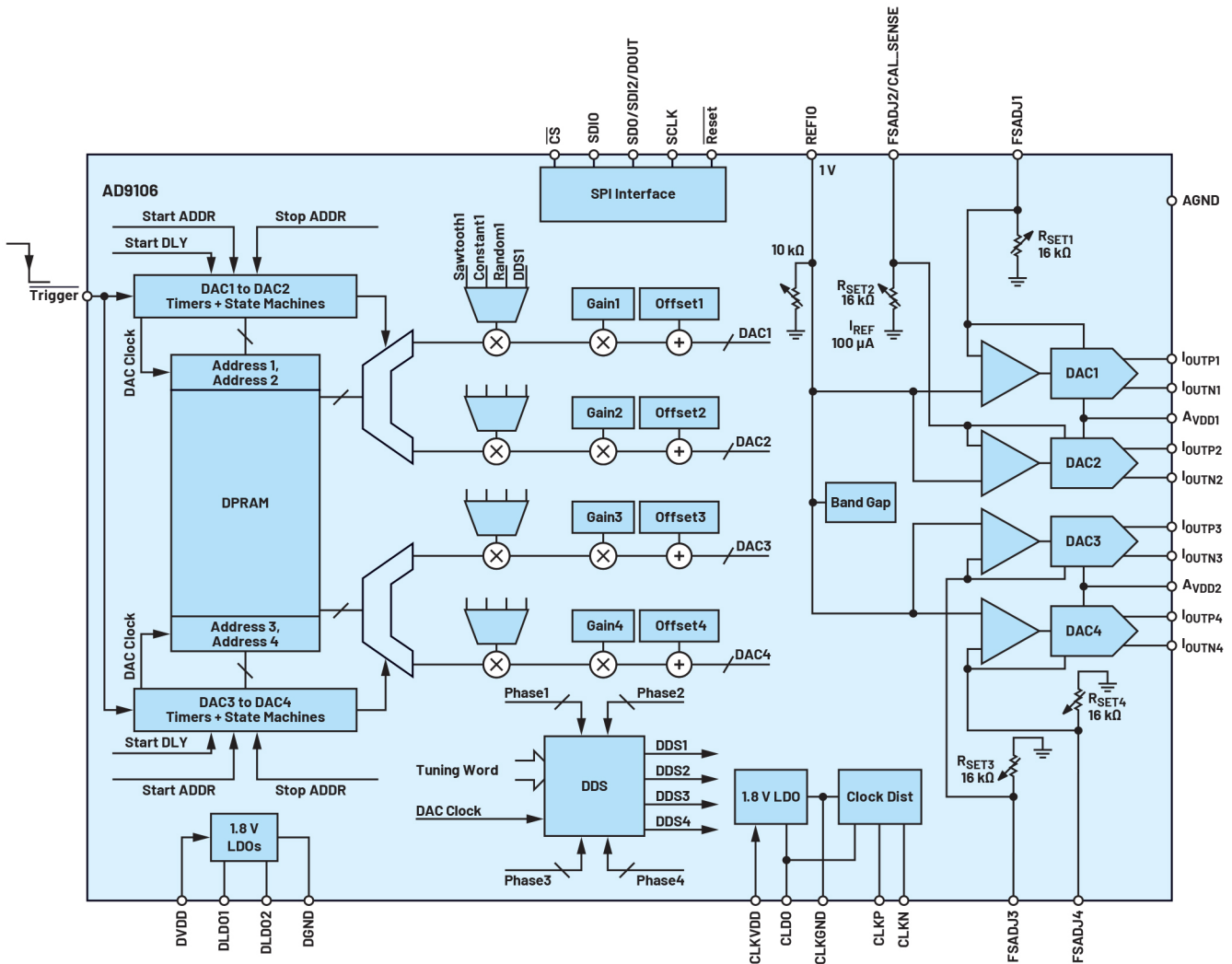


그림 2: AD9106 기능 블록 다이어그램

초음파 기기의 정확도와 영상 분해능 향상

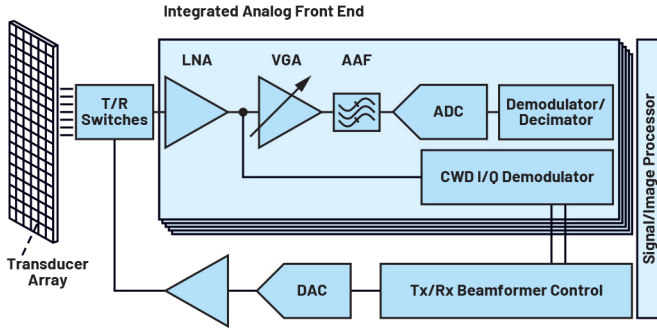


그림 3: 의료용 초음파 프런트 엔드 신호 체인

카트형 초음파 시스템은 휴대형 기기와 비교할 때 채널 수가 크게 차이가 나기 때문에 영상 품질이나 분해능 면에서 휴대형 기기보다 우수하다. 하지만 채널 수는 제조사에 따라 다를 수 있다. 초음파 기기와 같은 대형 시스템에서는 비용과 전력 소모가 중요한 고려사항이므로 이 두 요소를 최소화하기 위해 몇 가지 기법이 사용된다. 그림 3과 같은 일반적인 초음파 신호 체인에서, 프로브 팁의 트랜스듀서 어레이에서 하나의 트랜스듀서 소자를 구동하는 모든 송신기 경로(DAC + 고전압 증폭기)에 대해 하나의 수신기 경로(통합된 아날로그 프런트 엔드)가 있다고 가정하면 채널 수를 결정하기는 쉽다. 이 경우, 초음파 시스템의 채널 수는 16 ~ 256개일 것이다. 대부분이 카트형인 하이엔드 시스템에서는 채널 수가 64개 이상이다. 휴대용 중저가 시스템의 경우, 16 ~ 64 채널이 일반적이다.

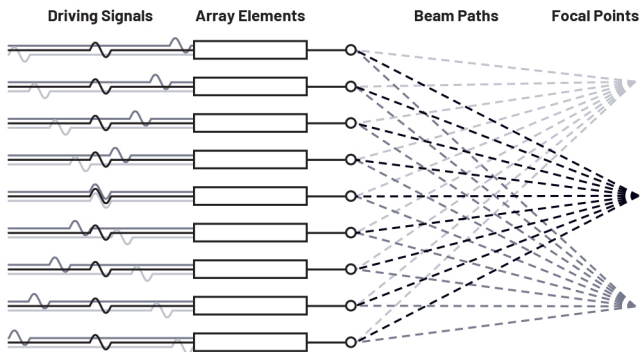


그림 4: 빔 조향 및 초점

초음파 시스템의 송신기 경로에서는 음향 에너지 또는 음파 빔이 인체에 발산된다. 음파는 프로브 팁의 압전 트랜스듀서 소자에 의해 전기 신호로부터 변환된다. 그림 4에서 보듯이 각 전기 또는 송신기 신호

의 위상과 진폭은 입사 에너지 빔이 라인을 따라 인체 내로 투과되도록 프로그래밍된다. 인체 조직에서 반사되는 음파는 트랜스듀서 소자에 의해 다시 전기 에너지로 변환된다. 목표물의 위치 또는 거리는 트랜스듀서 어레이에서 소자 간 시간 지연에 따라 화면에 표시된다. 따라서 인체 내부의 정확한 영상을 표시하려면 송신기 신호들 사이의 지연을 동기화 또는 제어하는 것이 중요하다.

멀티칩 동기화를 위한 요구사항

AD9106과 같은 여러 DDS DAC를 성공적으로 동기화하려면 차동 클럭 입력(CLKP 및 CLKN)과 TRIGGER 핀의 하강 에지를 제어할 수 있어야 한다.

동기화를 위한 첫 번째 요구사항을 달성하려면 PCB의 레이아웃에서 클럭 분배 방식을 신중하게 채택해야 한다(그림 5). 이렇게 하면 DDS 출력에서 비례하는 위상 차를 일으키는 REF CLK 에지 간 위상 차를 최소화할 수 있다.

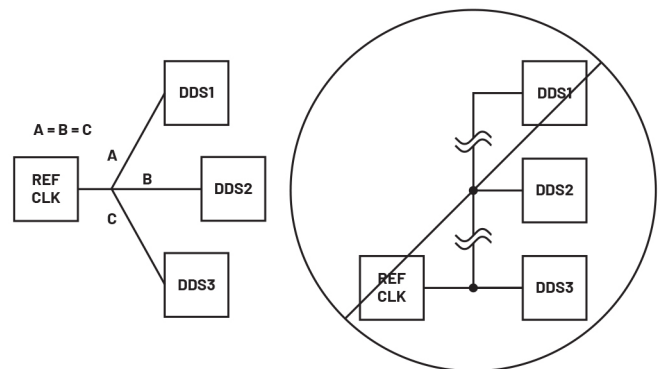


그림 5: 권장되는 클럭 배치 레이아웃(왼쪽) vs. 차선책 레이아웃(오른쪽)

패턴 생성은 AD9106의 TRIGGER 핀의 하강 에지에서 신호가 나오기 때문에, 동기화를 위한 두 번째 요구사항은 일치하는 TRIGGER 에지를 보장하는 것이다. 그림 5의 레이아웃 기법은 컨트롤러의 디지털 출력에서부터 각각의 개별적인 AD9106 디바이스까지 라우팅되는 TRIGGER PCB 트레이스에도 적용할 수 있다.

AD9106-ARDZ-EBZ를 활용한 멀티칩 동기화 평가

AD9106 평가 보드 2개와 SDP-K1 컨트롤러 보드 1개를 사용하여 여러 개의 AD9106 DAC에 대한 동기화를 평가할 수 있다.

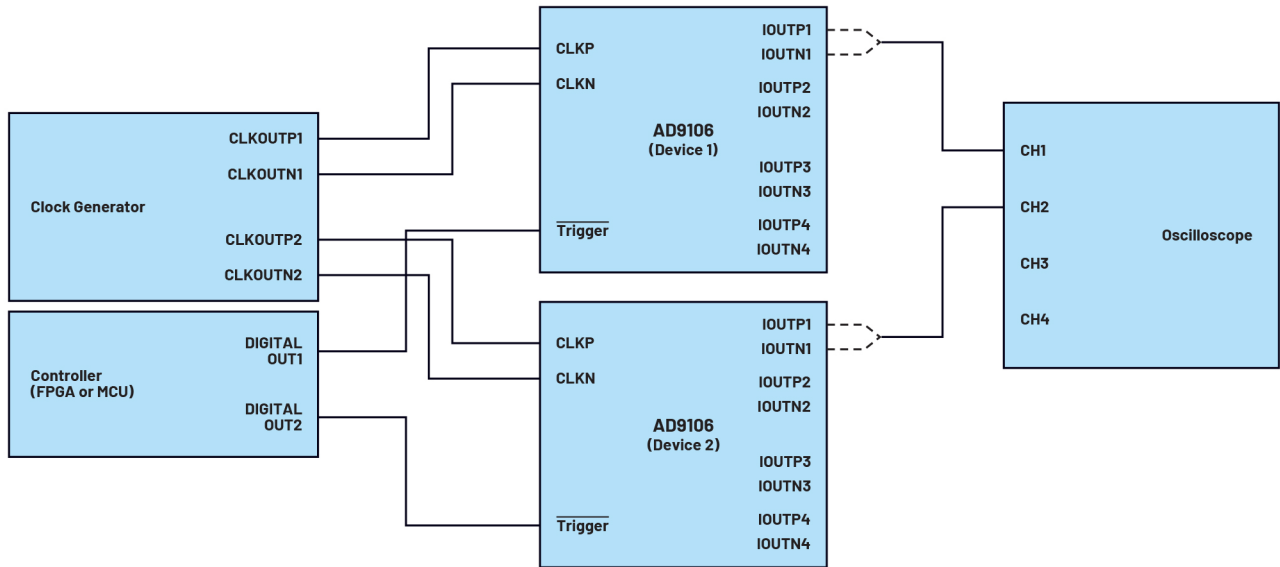


그림 6: 여러 개의 AD9106 디바이스에 대한 동기화를 위한 시스템 다이어그램(간략화한 회로도, 일부 연결은 표시되지 않음)

재료

- ▶ AD9106-ARDZ-EBZ 보드 2개
- ▶ 보드와 PC를 연결하기 위한 USB 케이블
- ▶ SDP-K1
- ▶ 12V 벽면 어댑터 1개
- ▶ 신호 발생기
- ▶ 가변 길이 SMA-종단 케이블
- ▶ SMA-종단 T-스플리터 1개
- ▶ 암컷 대 암컷 연결 아두이노 커넥터 와이어

하드웨어 설정

3개의 보드를 연결하기 전에 2개의 AD9106-ARDZ-EBZ 보드를 다음과 같이 설정한다. DAC 출력을 온보드 증폭기에 연결하고 DAC 클럭은 J10에 연결된 외부 소스에 의해 공급되도록 한다. [Eval-AD9106 위키 사용자 가이드](#)의 그림 14b를 참고하여 JP1 및 JP2를 올바르게 연결한다. 또한 AD9106-ARDZ-EBZ 보드 1개는 보드에 탑재된 디바이스의 CSB 핀이 대체 GPIO 핀(R38 대신 R39 설치)에 연결되도록 설정한다. SDP-K1의 VIO_ADJUST가 3.3V로 설정되었는지 확인한다.

그런 다음 고주파 파형 발생기의 출력을 분할 SMA-종단 T-스플리터에 연결한다. 여기에 다양한 길이의 SMA-종단 동축 케이블을 연결할 수 있다.

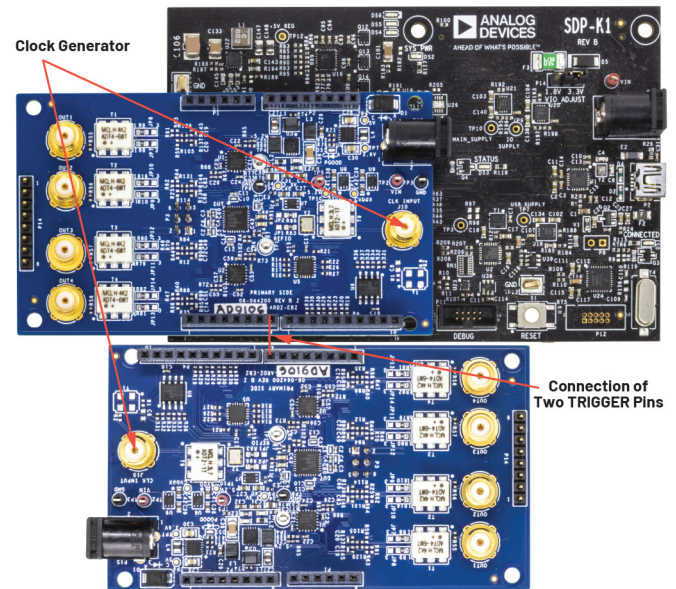


그림 7: 동기화를 위한 클럭 입력과 TRIGGER 핀의 권장되는 연결

그 다음에는, 그림 7에 보이는 각 보드의 클럭 입력과 TRIGGER 핀에 대한 연결을 표 1의 나머지 연결보다 먼저 설정해야 한다. 보드 1을 SDP-K1 아두이노 우노 포트에 연결한 다음, 두 보드의 TRIGGER 핀이 나란히 올 수 있도록 보드 2를 보드 1에 대해 180°로 배치한다. 이렇게 하면 TRIG2를 SDP-K1 디지털 출력에 가장 짧게 연결할 수 있으므로 TRIG1과 TRIG2 경로가 거의 동일해진다.

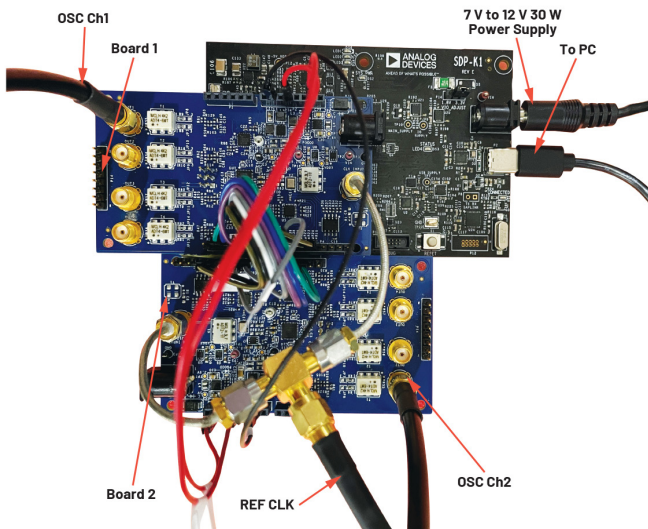


그림 8: 실제 구성

모든 연결이 적용된 실제 구성은 그림 8과 같다. 보드 간 연결은 표 1에 요약되어 있다.

표 1. SDP-K1과 2개의 AD9106-ARDZ-EBZ 보드의 보드 대 보드 연결

SDP-K1 아두이노 우노 커넥터		AD9106-ARDZ-EBZ의 연결된 네트워크	
핀 번호	핀 기능	보드 1	보드 2
P2.1	NC		
P2.2	IO_PWR_SUPPLY	IOREF	IOREF
P2.3	MAIN_RESET	RESET	RESET
P2.4	SDRAM_&_ARDUINO_PWR_SUPPLY (3.3V)	3.3V	3.3V
P2.5	+5V_CON	5V	5V
P2.6	GND	GND	GND
P2.7	GND	GND	GND
P5.1	ARDUINO_GPIO0/RX	VIN	VIN
P5.2	TX + 1		
P5.3	GPIO2	EN_CVDDX	EN_CVDDX
P5.4	GPIO3/PWM		
P5.5	GPIO4	SHDN_N_LT3472	SHDN_N_LT3472
P5.6	GPIO5/PWM		
P5.7	GPIO6/PWM		
P5.8	GPIO7	TRIGGERB	TRIGGERB
P4.1	GPIO8	RESETB	RESETB
P4.2	GPIO9/PWM		SPI_CSB_ALT
P4.3	GPIO10/PWM/CS	SPI_CSB_DFLT	
P4.4	GPIO11/PWM/MOSI	STD_SPI_MOSI	STD_SPI_MOSI
P4.5	GPIO12/MISO	STD_SPI_MISO	STD_SPI_MISO
P4.6	GPIO13/SCK	STD_SPI_SCK	STD_SPI_SCK
P4.7	GND	GND	GND
P4.8	AREF		
P4.9	SDA		
P4.10	SCL		

소프트웨어

임베드 오픈 소스 소프트웨어로 개발된 소스 코드 예제를 사용할 수 있다. [위키 페이지](#)에 자세히 설명된 이 소스 코드에 약간의 수정 작업만 더하면 두 평가 보드의 각 디바이스를 SPI를 통해 독립적으로 프로그래밍할 수 있다. 특히 예제 3(다양한 시작 지연과 디지털 이득 설정을 갖는 DDS 생성 사인파)의 레지스터 값과 코드의 다른 부분을 애플리케이션에 맞춰 쉽게 맞춤화할 수 있다. 코드를 수정한 다음에는 임베드 온라인 컴파일러를 사용하여 프로그램을 컴파일한다. 그런 다음 생성된 바이너리 파일을 SDP-K1 드라이브에 끌어 놓는다. 다른 애플리케이션에 대해서도 동일한 과정을 수행할 수 있다.

지침

그림 6의 간략화한 다이어그램에서 보듯이 디바이스 간 출력 동기화는 동일한 DAC 출력 채널, 즉 여러 디바이스의 채널 1 간의 지연을 측정하여 수행된다. TRIG1(컨트롤러 보드에서 보드 1로)에 대해 TRIG2(컨트롤러 보드에서 보드 2로)를 다르게 하고, 클럭 1(클럭 생성기에서 보드 1로)에 대해 클럭 2(클럭 생성기에서 보드 2로)의 커넥터 길이를 다르게 함으로써, 이들이 동기화에 미치는 영향을 오실로스코프를 사용하여 관찰할 수 있다.

결과

그림 9는 트리거 커넥터 길이를 다르게 했을 때 오실로스코프 측정 결과를, 그림 10은 클럭 커넥터 길이를 다르게 했을 때의 측정 결과를 보여준다.

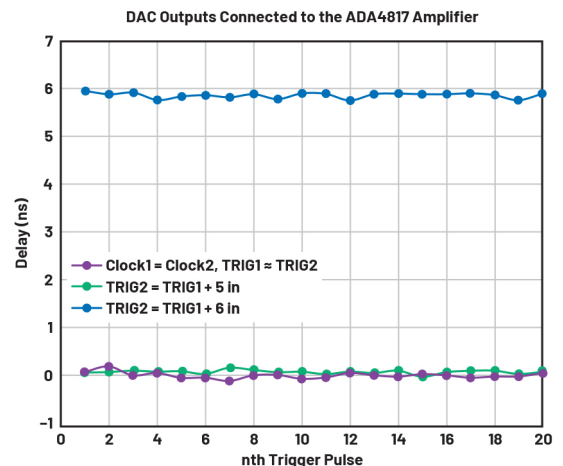


그림 9: TRIG2 커넥터 길이가 서로 다를 때, 보드 1과 보드 2의 OUT 1에서의 지연 비교

TRIGGER 핀을 SDP-K1의 마이크로컨트롤러인 STM32F469NI와 같은 드라이브 특성을 가진 디지털 출력에 연결할 경우, 디바이스 간 동기화를 유지하려면 TRIGGER 트레이스 허용오차는 최대 5인치까지 가능하다.

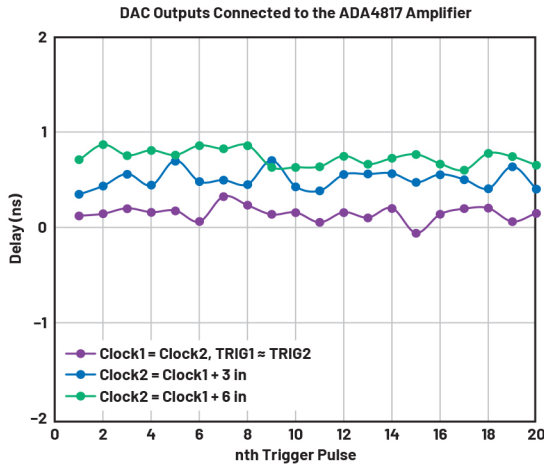


그림 10: 클럭 2 커넥터 길이가 서로 다를 때, 보드 1과 보드 2의 OUT 1에서의 지연 비교

일치하는 클럭 입력 트레이스는 가장 짧은 디바이스 간 출력 지연을 제공하지만, 특정 시스템의 허용 가능한 지연에 따라 클럭 트레이스 길이 허용오차를 그에 맞게 조정할 수 있다.

결론

첨단 초음파 기기를 제조할 때 AD9106 평가 플랫폼이 제공하는 설계 유연성과 맞춤화를 이용하면 개발 과정과 출시 시간을 단축할 수 있다. AD9106과 같은 다중 송신 DAC의 동기화를 평가하기 위해 새로운 송신 서브시스템 프로토타입을 설계할 필요가 없다. 대신, AD9106-ARDZ-EBZ 보드 2개와 SDP-K1 컨트롤러 보드 1개를 사용하여 예제 임베드 코드를 약간만 수정하면 이를 수행할 수 있다.

참고문헌

¹"Ultrasound Devices Market by Product Type Diagnostic Ultrasound System, Therapeutic Ultrasound Systems), Application (Radiology/General Imaging, Obstetrics/Gynecology, Cardiology, Urology, Vascular and Others), Device Display (Color Ultrasound Devices, Black & White (B/W) Ultrasound Devices and Device Portability (Trolley/Cart-Based

Ultrasound Devices, Compact/Handheld Ultrasound Devices): Global Opportunity Analysis and Industry Forecast, 2021-2028." Allied Market Research, May 2021.

²"Ultrasound Equipment Market Size, Share & COVID-19 Impact Analysis, By Product (Compact, and Table-top), By Application (Radiology, Gynecology, Point of Care, Urology, Surgery, and Others), By End User (Hospitals & Clinics), and Regional Forecast, 2021-2028." Fortune Business Insights, September 2021.

³Anton Patyuchenko. "High Performance Data Converters for Medical Imaging Systems." *Analog Dialogue*, Vol. 53, No. 2, February 2019.

⁴Rob Reeder and Corey Petersen. "8-Channel, 12-Bit, 10-MSPS to 50-MSPS Front End: The AD9271—A Revolutionary Solution for Portable Ultrasound." *Analog Dialogue*, Vol. 41, No. 7, July 2007.

⁵Kullervo Hynynen and Ryan Jones. "Image-Guided Ultrasound Phased Arrays Are a Disruptive Technology for Non-invasive Therapy." Europe PMC, September 2016.

⁶Bill Odom. "Ultrasound Analog Electronics Primer." *Analog Dialogue*, Vol. 33, No. 5, May 1999.

⁷Leonidas Aristodemou, Frank Tietze, Elizabeth O'Leary, and Matt Shaw. "A Literature Review on Technology Development Process (TDP) Models." Centre for Technology Management, January 2019.

⁸Kenneth MacCallum. "When Should You Design Ultrasound Hardware from-Scratch?" Medical Product Outsourcing, January 2019.

⁹"Medical Ultrasound." Analog Devices, Inc.

¹⁰"ADI's Medical Ultrasound Solutions." Analog Devices, Inc., December 2012.

¹¹ Eberhard Brunner. "How Ultrasound System Considerations Influence Front-End Component Choice." *Analog Dialogue*, Vol. 36, No. 5, May 2002.

¹² David Brandon. "AN-587: Synchronizing Multiple AD9850/AD9851 DDS-Based Synthesizers." Analog Devices, Inc., 2002.

¹³ David Brandon and Scott Shoaf. "AN-1254: Synchronizing Multiple AD9915 DDS-Based Synthesizers." Analog Devices, Inc., 2013.

¹⁴ Sunshine Grace Cabatan and Melissa Lorenz Lacanlale. "Evaluating the AD9106/AD9102 Waveform Generator Digital-to-Analog Converter." Analog Devices, Inc., 2021.

저자 소개

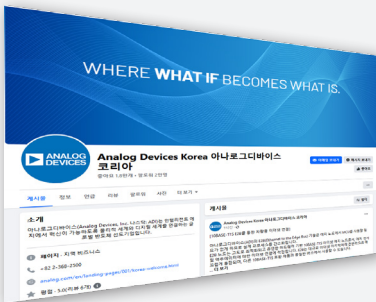
선샤인 그레이스 카바탄(Sunshine Grace Cabatan)은 약 5년간의 하드웨어 엔지니어링 경력을 쌓은 후 2019년에 아나로그디바이스에 입사했다. 필리핀의 첨단 데이터 컨버터 제품 애플리케이션 팀의 초기 멤버 중 한 명이다. 2013년에 케손 시 딜리만 필리핀 대학에서 전자통신공학 학사 학위를 받았으며, 2014년에 전자공학 엔지니어 전문가 자격취득시험에 합격했다.

멜리사 로렌즈 라칸레일(Melissa Lorenz Lacanlale)은 2016년에 아나로그디바이스 필리핀에 제품 엔지니어로 입사했으며 동남아시아의 여러 최종 테스트 협력사들을 지원하고 있다. 음성 신호에 대한 관심이 많은 그는 2021년에 첨단 데이터 컨버터 제품 애플리케이션 엔지니어 그룹에 합류했다. 2015년에 필리핀 마푸아 대학에서 전자통신공학 학사 학위를 받았다.

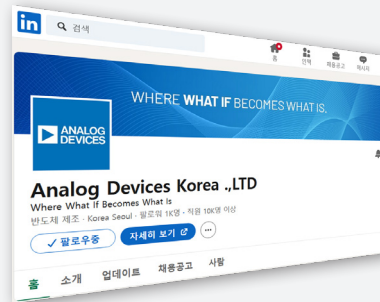
아나로그디바이스한국 SNS 채널에서 더 많은 한국어 콘텐츠를 보실 수 있습니다.



View Now



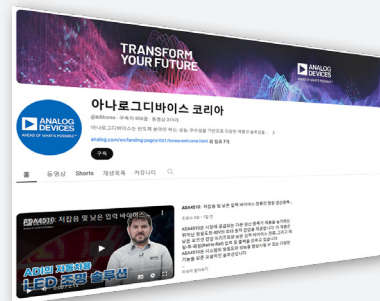
View Now



View Now



View Now



View Now



For regional headquarters, sales, and distributors or to contact customer service and technical support, visit analog.com/contact.

Ask our ADI technology experts tough questions, browse FAQs, or join a conversation at the EngineerZone Online Support Community. Visit ez.analog.com.

©2023 Analog Devices, Inc. All rights reserved. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

VISIT [ANALOG.COM](https://analog.com)