

지속적인 뇌파 측정을 위한 센서 개발

I. 서론

뇌파는 간질, 코마, 중양 등 다양한 신경학적 질환을 검출하여 뇌 활동에 대한 임상적 정보를 제공하는 것 외에 생각과 의도를 읽는 연구가 최근에 굉장히 활발하게 진행이 되어왔다. 예를 들어 사지가 마비된 환자의 뇌파를 읽어서 환자의 생각과 의사를 알 수 있다거나, 거동이 불편한 사람의 움직임에 뇌파를 통해 보정 혹은 제어해 주는 등 최대한 정상 생활을 가능하도록 해주고 있다.^[1-5] 이 외에도 바이오/뉴로 피드백을 통하여 정신 건강 상태에 대한 정보를 얻어 내고, 삶의 질을 높일 수 있도록 적절한 환경 혹은 아이템 등을 추천하여 주는 등 보다 나은 삶의 질을 만들기 위한 수많은 노력이 이루어져 왔다.^[6-9] 그러한 노력의 결과 최근에는 뇌와 뇌를 직접적으로 연결하여 텔레파시를 구현하였고, 인터넷과 같은 원거리 네트워크를 통하여 먼 거리에서도 두 사람의 뇌와 뇌를 통한 커뮤니케이션도 성공을 하였으며, 미래에도 그 발전 가능성과 유용성은 무궁무진하다.^[10-11] 대부분의 이러한 연구는 바이오 신호처리 기법의 발달과 함께 발전을 해왔고, 지금도 많은 석학들이 개발을 하고 있다. 이러한 눈부신 바이오 신호처리 기법의 발달과 더불어 뇌파를 획득하는 센서 역시 새로운 전환과 도약이 필요로 해졌다. 현재 사용되고 있는 뇌파 측정용 센서는 두피 위에 아크릴산(acrylic acid) 등을 이용하여 붙이고, 전도성 물질과 혼합한다든지, 벨트 혹은 캡 등을 머리에 씌우고 측정 부위에 전도성 젤을 집어넣어 뇌파를 획득하는데, 이러한 방식의 뇌파 획득 센서의 가장 큰 문제는 지속적으로 뇌파를 측정할 수가 없다는 점이다. 우리의 피부는 체내와 외부 환경 사이에서 가스를 교환하기도 하고, 노폐물을 배출하기도 해야하는데, 두피에 밀착하는 방식은 이를 방해하여 피부를 상하게 한다. 또한 생체적합성 물질이 아닐 경우 피부에서 거부반응이 일어나서 피부 트러블이 일



이승민
고려대학교 생체의공학과



이상훈
고려대학교 생체의공학과

어나는 문제점을 야기해 왔다. 따라서 뇌파를 이용하는 많은 신호처리의 발달 외에도 이를 현실성 있게 해줄 수 있는 뇌파용 센서의 개발이 필요하다.

지속적으로 사용할 수 있는 뇌파 센서는 몇 가지의 요건을 만족시켜야 하는데, 우선 두피에서 거부반응이 일어나지 않도록 해야 한다. 측정하는 것이 바이오 신호이므로, 센서와 인체와 접촉이 되었을 때 피부의 건강상태를 고려하여야만 지속적으로 사용을 할 수가 있다. 만일 이 조건을 만족시키지 못한 경우 피부에서는 발진이 일어나기도 하고, 죽은 세포들이 뇌파 신호를 왜곡시킨다. 신호의 질 역시 매우 우수하여야 하는데, 뇌파는 다른 생체신호와는 다르게 마이크로 스케일로 그 세기는 굉장히 미약해서 측정하기가 굉장히 까다롭다. 또한 뇌의 부위에 따라서 측정하고자 하는 신호들이 서로 다르게 분포가 되어 있어서 뇌파 센서는 그 크기가 최대한 작아야만 공간 정보를 많이 얻을 수가 있다. 따라서 노이즈를 최소화 할 수 있으면서도 크기가 작은 센서를 필요로 한다. 생체와 전기적 장치를 연결을 하여 측정하는 의료 장비의 성격상 전기적 안전성 역시 보장하여야 하며, 센서를 두피에 붙였을 때 센서가 잘 보이지 않아야한다. 머리에 무엇인가를 붙인 상태로 일상생활을 하는 것은 무리인데, 미용상의 이유와 남의 시선에 부담을 느끼게 되기 때문이다. 마지막으로 뇌파는 두피에서 측정을 하게 되는데, 우리의 머리는 머리카락으로 덮여있어서 이를 극복하여야 한다.

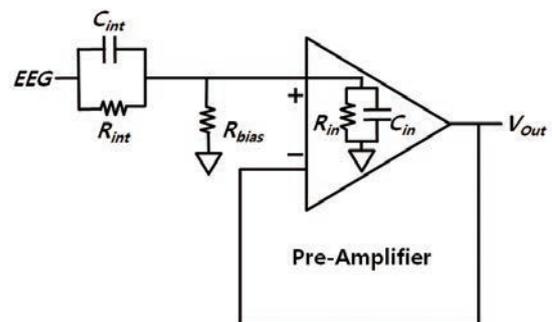
지속적으로 측정이 가능한 뇌파 센서는 이처럼 까다롭고, 극복해야할 사항들이 상당하다. 따라서 2장에서는 이러한 조건을 만족시킬 수 있는 비접촉 뇌파 센서의 이론과 특징을 설명 하고 비접촉 방식으로부터 야기되는 문제점과 이를 극복할 수 있는 방법들에 대해 이야기한다. 그리고 3장에서는 이러한 해결책을 이용하여 지속적으로 측정이 가능한 비접촉식 뇌파 센서의 개발 예시를 보이고, 4장에서 결론 및 향후 연구 방향을 제시하도록 한다.

지속적으로 뇌파 센서를 사용하기 위해서는 두피에서 거부반응이 일어나지 않아야 하고 신호의 질이 매우 우수해야 한다.

II. 비접촉식 센서

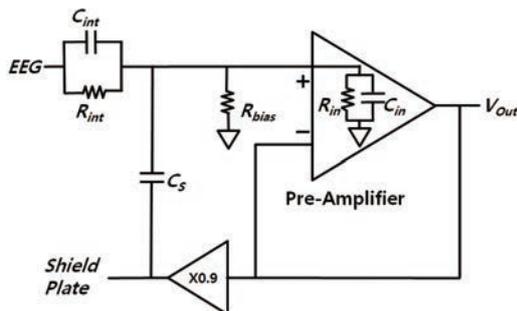
1. 비접촉식 센서의 원리

비접촉 센서는 기본적으로는 측정하고자 하는 곳의 전위와 센싱하는 부분을 전기적으로 개방한 상태에서 측정을 한다. 즉, 직접적인 전하의 흐름이 아니고, 유도되는 전류를 이용하여 측정을 하는 것이 일반적인데, 전류를 유도하기 위해서 커패시티브한 방식을 주로 사용한다. 커패시티브한 센서는 센싱부위와 센서 사이의 인터페이스를 커패시터로 형성시키는데, 전위의 변화가 전류를 유도시키는 원리를 이용하는 것이다. 따라서 센서의 넓이를 크게 하고 우리의 몸과 센서를 두 개의 전도성 판(plate)으로 생각을 하게 되면 두피의 전위를 커패시티브하게 측정할 수가 있다. <그림 1>에는 이러한 원리를 이용한 비접촉 센서의 블록 다이어그램을 표시하였다. 여기서 C_{int} 와 R_{int} 는 두피와 센서 사이의 커패시턴스와 저항 값을 의미한다. 대부분의 전기적 인터페이스는 이와 같이 병렬로 연결된 저항과 커패시턴스를 통하여 그 전기적 성질을 구할 수 있는데, 센서의 넓이가 충분히 크고, 전기적 차폐가 제대로 되어있다면 보통의 경우 저항으로부터 유발된 임피던스가 커패시턴스의 임피던스 보다 훨씬 큰 값을 가진다. C_{int} 와 R_{int} 에 의해서 생기는 임피던스는 보통 그 값이 매우 크므로, EEG를 정확하게 측정하기 위해서는 인터페이스에 의해 유도되는 임피던스를 극복할 수 있는 방법이 필요로 하다. 대표적으로는 출력단과 -입력단을 short시키고 +입력단에 신호



<그림 1> 뇌파 측정을 위한 비접촉 센서의 블록 다이어그램

를 넣는 방식으로 voltage follower 혹은 buffer로 불리는 pre-amplifier를 사용하는데, 그 이유는 +입력단에 들어온 전위가 그대로 출력단으로 나오면서, 입력 임피던스가 매우 높은 장점을 살릴 수 있기 때문이다. <그림 1>에서는 R_{in} 과 C_{in} 이 pre-amplifier의 입력 임피던스를 의미하는데, 보통 OP amplifier의 입력 임피던스는 매우 크므로, +입력단에는 EEG와 거의 동일한 신호가 걸리게 되고, 결과적으로는 EEG가 V_{out} 과 거의 일치하게 나오게 된다. 하지만, 이렇게 설계된 센서는 너무 민감하여 아주 작은 전하의 흐름에도 출력신호가 매우 크게 요동을 치게 되어서 baseline에 EEG가 분포되지 않아 측정이 어렵게 된다. 따라서 이를 보정하기 위해 바이어스 저항 (R_{bias})을 +입력단과 그라운드 사이에 걸어주어서 신호를 baseline 근처에서 움직일 수 있도록 할 수 있다. 마지막으로 높은 입력 임피던스를 가지는 센서는 측정하고자 하는 신호 외에 다른 외부의 노이즈 역시 같이 센싱을 하게 되어서 외부와의 전기적 차폐(shielding)를 시켜주어야 한다. 보통의 경우 차폐를 위해서 전도성을 가지는 물질을 이용, 센서 주변부를 막고 접지와 연결을 시켜주지만 센서가 작아질 경우 입력단이 워낙 민감하고 pre-amplifier의 입력 임피던스가 매우 높으므로 기생 커패시턴스가 생기게 된다. 이는 접지와 입력 신호 사이에 생기게 되므로, 입력 임피던스를 낮추는 결과를 초래하게 되고, 일종의 저역통과 필터가 되므로 신호의 크기가 심하게 줄어들거나 왜곡이 된다. 따라서 boot-strapping방식의 차폐를 하게 되는데, 이는 기생 커패시턴스의 양단의 전위를 강제로 동일하게 만들어 줌으로써 그 효과를 최소화 시키는 방법이



<그림 2> Boot-strapping을 이용한 전기적 차폐를 가지는 비접촉 센서의 블록다이어그램

다. <그림 2>에서처럼 pre-amplifier의 출력단을 전도성 차폐판 (shielding plate)에 연결을 해주면 기생 커패시턴스 (C_s)에 의해 야기되는 효과가 없어지게 되는데, pre-amplifier에서 positive feedback이 형성이 되므로 안정성을 위하여 10% 정도 감소하여 기생 커패시턴스에 연결을 한다.

2. 비접촉식 센서의 특징

비접촉식 센서는 크게 두 가지 장점을 가지게 된다. 우선 인체와 센서 간에 전기적 연결이 전혀 없어진다는 점이다. 따라서 이 센서 혹은 센서와 연결된 시스템에서 야기될 수 있는 전지적 위험성을 원천적으로 방지할 수 있으며, 따라서 의료용 생체신호 측정 과정에서의 핵심 조건 중의 하나인 안전성을 확보할 수 있다. 그리고 다른 하나는 센서가 반드시 피부에 붙어있을 필요가 없다는 것이다. 피부와 센서 사이에 공간이 확보가 된다면 피부는 외부와 가스교환을 하고 노폐물을 방출할 수 있으므로 피부 문제가 전혀 생기지 않게 된다. 하지만 피부와 센서 사이에 발생하는 높은 임피던스는 큰 단점을 야기하는데, 그중 가장 치명적인 것이 신호의 질이 높지 않다는 점이다. 외부에서의 노이즈는 센서 곳곳에 전류를 유도하는데, 차폐시키는 장치가 있어서 아무리 작은 전류가 유도된다고 하더라도 높은 임피던스를 만나면 전위 값이 매우 커지게 된다. 따라서 측정하고자 하는 신호와 합쳐져서 신호 대 잡음비를 낮추게 되고, 결국 원하는 신호를 측정하지 못할 수도 있다. 또한 움직임에 의한 동잡음 역시 상당하여서 작은 움직임에도 신호를 잃어버릴 수 있다. 특히 뇌파를 측정하기 위한 비접촉식 센서는 머리카락이라는 큰 장애를 가지고 있기 때문에 뇌파를 측정하는 것은 더욱 까다로워지게 된다.

3. 비접촉식 센서의 신호 대 잡음비 향상 조건

피부와 센서 사이의 임피던스를 최소화 하는 것이 신호의 질을 높이는 것이 유일하면서도 최선의 해결책이라 할 수 있다. <그림 1>과 <그림 2>에서 보인 바와 같이 센서와 피부 사이의 임피던스는 저항과 커패시터의 병렬 연결된 형태로 볼 수 있다. 일반적으로 비접촉 센서의 경우 저

항의 값이 매우 높으므로 커패시터의 임피던스를 줄이는 방향으로 접근하는 것이 좀 더 수월하다. 커패시터에 의해 유발되는 임피던스는 커패시턴스의 값에 반비례하고, 커패시턴스는 유전율과 면적이 클수록, 그리고 거리가 작을수록 커진다. 따라서 인체와 센서 사이의 임피던스를 줄이려면 센서의 면적을 크게 하거나 거리를 최대한 가깝게 위치를 시키거나 아니면 사이에 유전율이 높으면서도 전기적 차폐를 시킬 수 있는 물질을 채우면 된다.

하지만 뇌파는 두피의 부위에 따라서 각기 다른 정보를 제공한다. 따라서 리드(lead)의 개념을 이용하는 일반적인 생체신호와 다르게 공간과 분포라는 개념까지 포함을 하여야 보다 정확한 뇌파를 측정할 수 있다. 즉, 무조건적으로 전극의 넓이를 크게 하는 것은 두피와 센서 사이의 임피던스를 줄일 수는 있겠지만, 이를 통하여 측정하는 뇌파는 공간과 분포에 대한 정보를 잃게 되어서 선택적인 뇌파를 읽어낼 수 없다. 통상적으로 현재 임상을 위해 사용되는 전극은 반지름이 2~3 mm 정도인 작은 센서로 실제 두피에 부착이 되는 면적은 매우 작아 많은 정보를 제공하여 주고, 대부분의 뇌파 신호를 이용한 신호 처리 기법은 이를 통하여 개발되어 왔다. 따라서 넓은 면적의 비접촉식 센서로는 뇌파를 측정할 수는 있어도, 제공해 주는 정보량이 한정되어 있고 이미 개발된 혹은 개발되고 있는 신호처리 기법을 적용하는 것도 쉽지 않아 좋은 뇌파용 센서라고는 할 수 없다. 또한 우리의 신체는 굴곡져 있으므로, 평평한 센서만으로는 넓은 면적을 가진다 한들 실제 유효한 면적은 한계를 지니게 된다. 따라서 비접촉 센서를 통하여 뇌파를 측정할 때에는 두피와 센서 사이의 거리를 좁히는 것이 중요한 요소가 된다. 하지만 두피에 있는 머리카락이 상당한 제약이 되는데, 센서가 머리카락 위에 위치를 하게 되면 거리가 상당히 멀어지게 되고, 높은 민감도 때문에 작은 머리카락의 움직임마저도 노이즈를 발생하게 된다. 이는 전극의 크기와 상당히 관련이 있는데, 전극이 충분히 작아지게 되면 머리카락 사이로 두피까지 접근을 할 수가 있다. 하지만 작아진 면적 때문에 신호의 질이 떨어지는 것은

감수하여야 한다. 마지막으로 유전율을 높이는 방법인데, 비접촉식 센서가 건식이고 딱딱한 타입이라면 두피와 센서 사이에는 공기가 존재하게 된다. 공기는 유전율이 매우 낮아서 임피던스가 매우 높아지게 되어 좋은 신호의 질을 기대하기 어렵다. 만일 재료공학적으로 유전율이 높지만 전도도가 낮은 물질을 개발하여 센서와 두피 사이를 채워넣을 수 있다면 좋은 신호를 획득하는 것이 가능하겠지만, 이는 저항값도 같이 떨어지게 만들어 전기적인 비접촉을 유지하는 것이 쉽지 않다. 또한 두피에 물질이 닿게 되므로 외부의 가스교환이 쉽지 않게 된다. 따라서 앞서 언급한 성질에 생체적합성까지 우수하여야만 양질의 신호 획득이 가능하게 된다.

III. 지속적인 비접촉식 뇌파 측정 센서의 개발 예시

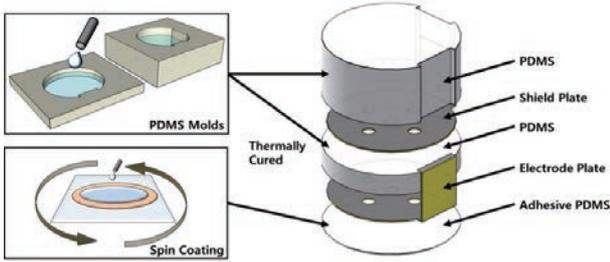
1. 전략

신호대 잡음비가 높은 뇌파 신호를 비접촉 방식으로 측정하고 다양하게 개발된 생체신호 처리 기법을 적용하여 유용한 결과를 얻기 위하여 (1) 센싱되는 면의 면적을 임상적으로 혹은 생체신호 처리를 위한 목적으로 사용되고 있는 뇌파 전극과 유사한 크기를 가지도록 하되, 신호의 질은 두피와 센서의 거리를 최대한 줄임으로써 해결한다. (2) 두피와 센서 사이에 폴리머 기반의 물질을 넣되, 생체적합성이 우수한 물질을 사용하여 피부에 문제가 없도록 한다. (3) 미세한 움직임이 많은 노이즈를 유발하므로, 폴리머를 선택할 때 영률이 작은 것을 선택하여 머리카락을 감싸면서 움직이지 않도록 고정시킬 수 있도록 한다. (4) 센서를 붙이기 위해 사용되는 추가적인 보조 장치 없이 스스로 붙을 수 있도록 하여 뇌파를 측정하고 있는 동안에도 센서가 보이지 않도록 한다.

비접촉 센서를 통하여 뇌파를 측정할 때에는 두피와 센서 사이의 거리를 좁혀야 하고 유전율이 높은 재료를 센서 제작에 이용해야 한다.

2. 비접촉 뇌파 센서 디자인

생체적합성을 가지는 다양한 물질들 중에서 Polydimethylsiloxane (PDMS)는 오랜 시간동안 우수



〈그림 3〉 지속적 비접촉식 뇌파 측정 센서

한 성능을 검증하였기 때문에 두피와 센서 사이에 삽입하는 것으로 좋은 후보가 된다. 하지만 움직이는 머리카락을 잡고 있기에는 영률이 조금 크므로, PDMS계열 중에서 특화되어 나온 접착성 PDMS를 선정한다. 접착성 PDMS는 아크릴산을 쓰지 않고, 폴리머 링크를 약하게 걸으면서 반응기가 많이 있어 접착력을 가진다. 머리카락을 감싸면서 잡고 있기에 충분히 작은 영률과 접착력은 센서의 전도성 판(plate)과 두피 사이에 들어가기에 매우 좋은 기계적 성질을 가지도록 해준다. 그리고 센싱 판 뒤에 노이즈를 차폐할 수 있도록 추가적인 전도성 판(plate)을 넣고 boot strapping을 걸어준다. 그리

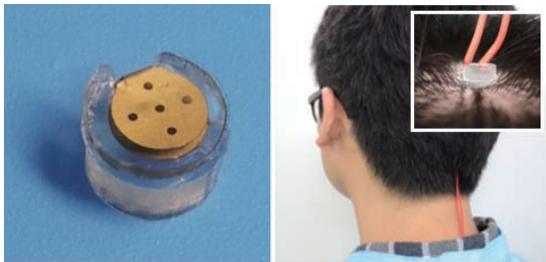
접착성 PDMS는 접착력이 높아 머리카락을 충분히 감싸며, 머리카락의 두께와 비슷하게하여 두피와 센서 사이의 거리를 좁혔다.

고 손으로 잡기 편하도록 PDMS로 전반적인 모양을 가지도록 한다. 이렇게 설계된 뇌파 센서는 〈그림 3〉에 표시하였다.

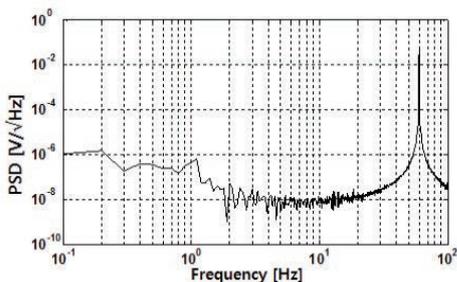
접착성 PDMS의 두께는 머리카락의 두께와 비슷하게 하여 두피와 센서의 거리를 좁혔고 이렇게 센서를 디자인함으로써, II. 3에서 언급한 대부분의 요건을 만족할 수 있다.

3. 비접촉식 뇌파 전극의 성능

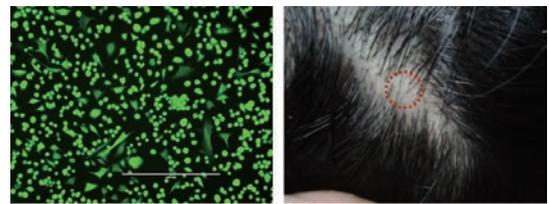
〈그림 4〉는 센서를 실제 두피에 붙였을 때의 모습을 나타내는데, 센서의 크기가 작으므로 머리카락 사이로 들어가 온전히 두피에 밀착하여 붙어있을 수 있고, 머리카락으로 충분히 가릴 수가 있어서 전선 이외에는 보이지 않는다. 〈그림 5〉에서 볼 수 있듯 노이즈 레벨 역시 매우 낮게 나와 수 마이크로 스케일의 뇌파도 측정할 수 있었으며, 피부 세포를 이용한 실험(〈그림 6〉)과 1주일간 두피에 붙여서 피부 반응을 본 결과 역시 매우 우수한 생체적합성을 지니는 것으로 나타났다. 따라서



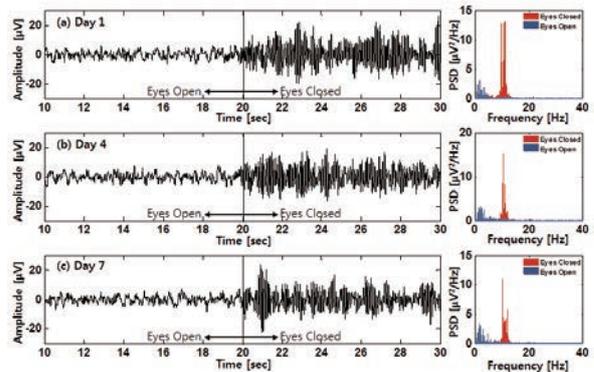
〈그림 4〉 비접촉식 뇌파 전극과 두피에 부착했을 때의 모습



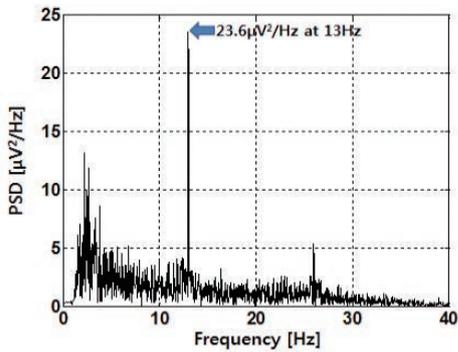
〈그림 5〉 노이즈 측정을 위한 power spectrum density



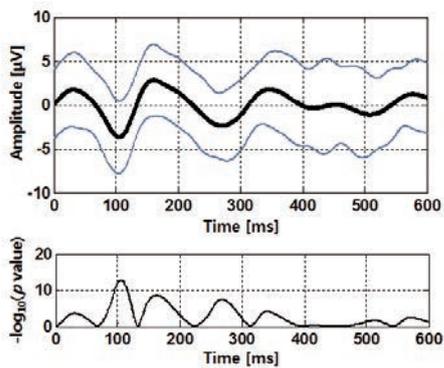
〈그림 6〉 생체적합성 테스트 결과



〈그림 7〉 1주일간의 Alpha 리듬 테스트



〈그림 8〉 SSVEP 테스트



〈그림 9〉 N100 AEP 테스트

〈그림 7〉에서처럼 Alpha 리듬을 측정하였을 때 처음과 1 주일이 지난 후에 뇌파가 동일하게 나타날 수 있었다. 그 외 대표적으로 뇌파 신호 처리 기술에서 사용되는 steady state visually evoked potential (SSVEP) (〈그림 8〉) 과 N100 auditory evoked potential (AEP) (〈그림 9〉) 역시 우수하게 측정이 되었다.

4. 고찰

본 글에서 예시로 소개한 전극은 비접촉식 센서의 신호 대 잡음비를 향상하는 조건들을 접착성 PDMS를 이용하여 만족시킨 것이다. 유전율은 공기에 비해서 그렇게 크지는 않지만 작은 크기를 가지더라도 뇌파를 훌륭하게 측정해 낼 수 있었다. 물론 접착성 PDMS를 이용하지 않더라도 다양한 전략을 통하여 언급한 조건들을 최대한 많이 맞추어 간다면 아무리 뇌파를 비접촉식으로 측정하는 것이 까다롭다 하더라도 보다 더 우수하고 안정적인 뇌파 신호를 측정해 낼 수 있을 것이다.

VI. 향후 연구 및 결론

지금까지 바이오 신호처리 기법을 적용하기 위한 지속적으로 측정이 가능한 뇌파 센서가 가져야할 성질과 원리 그리고 이를 만족하기 위한 조건들을 살펴보고, 이를 실제 적용하면서 세서를 개발하는 예시를 살펴보았다. 향후 예시 외에도 언급된 조건들을 만족시킬 수 있는 다양한 아이디어와 기술, 그리고 상상력을 통한다면 보다 더 나은 뇌파 센서를 개발 할 수 있을 것으로 예상이 되며, 이로써 급격하게 성장중인 바이오 신호처리 기법을 이용한 어플리케이션이 현실화 될 수 있을 것이다.

참고 문헌

- [1] A. Kubler, F. Nijboer, J. Mellinger, T. M. Vaughan, H. Pawelzik, G. Schalk, et al., "Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface," *Neurology*, vol. 64, pp. 1775-1777, May 24 2005.
- [2] B. Poletti, L. Carelli, F. Solca, P. Meriggi, P. Cipresso, E. Pedroli, et al., "Brain Computer Interface and Eye-Tracking Technology for Neuropsychological Assessment of ALS Patients," *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders*, vol. 33, pp. 186-187, 2012.
- [3] H. Lahrmann, C. Neuper, G. R. Muller, R. Scherer, and G. Pfurtscheller, "Usefulness of an EEG-based brain-computer interface to establish communication in ALS," *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 238, pp. S458-S458, Nov 15 2005.
- [4] G. R. Muller-Putz, I. Daly, and V. Kaiser, "Motor imagery-induced EEG patterns in individuals with spinal cord injury and their impact on brain-computer interface accuracy," *Journal of Neural Engineering*, vol. 11, Jun 2014.
- [5] C. E. King, P. T. Wang, L. A. Chui, A. H. Do, and Z. Nenadic, "Operation of a brain-computer interface walking simulator for individuals with spinal cord injury," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 10, Jul 17 2013.
- [6] A. Ponz, M. Montant, C. Liegeois-Chauvel, C. Silva, M. Braun, A. M. Jacobs, et al., "Emotion processing in words: a test of the neural re-use hypothesis using surface and intracranial



EEG,” *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, vol. 9, pp. 619–627, May 2014.

[7] X. Jie, C. Rui, and L. Li, “Emotion recognition based on the sample entropy of EEG,” *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 24, pp. 1185–1192, 2014.

[8] P. C. Petrantonakis and L. J. Hadjileontiadis, “Emotion Recognition From EEG Using Higher Order Crossings,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, pp. 186–197, Mar 2010.

[9] Y. P. Lin, C. H. Wang, T. P. Jung, T. L. Wu, S. K. Jeng, J. R. Duann, et al., “EEG-Based Emotion Recognition in Music Listening,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, pp. 1798–1806, Jul 2010.

[10] Staff (3 September 2014). “Direct brain-to-brain communication demonstrated in human subjects”. *Science Daily*. Retrieved 9 September 2014.

[11] Grau, Carles; Ginhoux, Romuald; Riera, Alejandro; Nguyen, Thanh Lam; Chauvat, Hubert; Berg, Michel; Amengual, Julia L.; Pascual-Leone, Alvaro; Ruffini, Guilio “Conscious Brain-to-Brain Communication in Humans Using Non-Invasive Technologies”. *PLoS* vol. 9 (8): September 2014.



이승민

- 2007년~2012년 2월 서울대학교 바이오엔지니어링 박사
- 2012년 3월~현재 고려대학교 생체의공학과 연구교수

〈관심분야〉
MEMS기반의 능동형 센서, 생체 신호 분석



이상훈

- 1987년~1992년 서울대학교 의공학 박사
- 2006년~현재 고려대학교 의과대학 교수

〈관심분야〉
BioMEMS, Biomedical Engineering