J. Microelectron. Packag. Soc., 28(2), 13-28 (2021) https://doi.org/10.6117/kmeps.2021.28.2.013
Print ISSN 1226-9360 Online ISSN 2287-7525

특집 : 트랜지언트 전자소자 패키징 연구 동향

트랜지언트 전자소자 및 생분해성 봉지막 기술

문준민[1] · 강승균[1,2,†]
[1]서울대학교 재료공학부
[2]서울대학교 신소재공동연구소

Transient Electronics and Biodegradable Encapsulation Technologies

Joon Min Moon[1] and Seung-Kyun Kang[1,2,†]
[1]Department of Materials Science and Engineering, Seoul National University, 1, Gwanak-ro, Gwanak-gu, Seoul 08826, Korea
[2]Research Institute of Advanced Materials, Seoul National University, 1, Gwanak-ro, Gwanak-gu, Seoul 08826, Korea

(Received May 31, 2021: Corrected June 24, 2021: Accepted June 29, 2021)

초 록: 트랜지언트 전자소자는 전해질 수용액이나 체내와 같은 거친 환경에서도 작동이 가능하며 동작 이후 가수분해되어 스스로 제거되기 때문에 기존의 전자소자를 대체하여 의료 목적의 체내 삽입 소자 등 다양한 연구 영역에서 활용되고 있다. 또한 물과 효소만으로 제거가 가능한 트랜지언트 전자소자는 최근 대두되고 있는 전자 쓰레기와 환경 오염 문제를 해결할 수 있는 신개념 그린 테크놀로지로 많은 주목을 받고 있다. 하지만, 트랜지언트 전자소자의 작동 환경인 수용액과 체내는 지속적은 물 침투를 통해 소자 내 핵심 부품을 열화시킨다. 이러한 환경 내 안정한 동작을 위하여 수동적 보호 기능을 가진 피막이 소자 외부를 감싸는 봉지막 전략이 도입되었다. 본 논문에서는 트랜지언트 전자소자의 등장 배경과 분해 거동을 포함한 최근 연구 동향과 작동 환경 내 물 침투를 방지하여 동작 신뢰도를 향상시킬 수 있는 봉지막 전략에 관하여 정리하였다.

Abstract: Since transient electronic devices can operate under harsh conditions such as electrolytic solutions or inside the body, and be removed by hydrolysis after operation, they can replace conventional electronic devices in various research areas like biomedical implantable devices. Moreover, transient electronic devices that can dissolve in water and enzymes are the focus of the new concept of green technology, which can solve electrical waste issues. However, the surroundings of transient electronic devices can deteriorate internal device components. Thus, an encapsulation strategy is introduced for stable operation in solution by shielding the outside of a device with a passive barrier. This article summarizes recent research trends in transient electronic devices, including their background, dissolution behavior, and encapsulation strategies to enhance reliability by blocking water permeation.

Keywords: Transient electronics, Bioresorbable electronics, Ecofriendly electronics, Electronic encapsulation, Device reliability

1. 서 론

전자소자의 빠른 발전을 바탕으로 현대사회는 개인용 전자기기에서부터 가정 및 산업용 전자기기에 이르기까지 다양한 영역에서 혁신을 이뤄가고 있다.[1-6] 제품화 된 전자소자의 안정적인 작동과 장기적인 수명을 의미하는 신뢰성은 산업상의 위험비용을 최소화하기 위해 중요한 기술요소로 자리잡게 되었다.[7-11] 최근 전자소자 산업의 변화에 따라 기존 신뢰성의 관점을 재정립 해야 하는 상황이 도래했다.[12-16] 전자소자 개발주기가 가속됨에 따라 전자소자의 최대수명보다 훨씬 빠르게 전자소자의 교체가 이뤄지고 있으며 급증하는 전자폐기물로 인해 새로운 형태의 전자소자가 요구되기 시작했다.[12-13] 전자소자의 형태가 유연성과 신축성을 갖춤에 따라 패치형 및 일회성 소자의 개념이 등장하면서 전자폐기물에 대한 이슈는 점차 심화될 것으로 보인다.[14-15,17] 이러한 변화는 오로지 장수명, 고신뢰성 전자소자만을 추구하던 연구 패러다임에 새로운 방향을 제시하게 된다.[16-19]

기존 전자소자의 반영구적 수명 및 전자폐기물에 대한 해결책으로 필요한 기간 동안만 작동하고 손쉽게 분해가

†Corresponding author
E-mail: kskg7227@snu.ac.kr

© 2021, The Korean Microelectronics and Packaging Society
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

가능한 트랜지언트 전자소자(Transient electronics)가 제시되었다.[18] 트랜지언트 전자소자는 유해한 부산물 없이 물 만으로도 폐기가 가능하며, 수용액 상태에서 안정된 동작 이후 가수분해되어 없어질 수가 있다.[18-19] 특히 의료 목적의 트랜지언트 전자소자는 기존의 생분해성 봉합 및 스캐폴드(Scaffold)에서 더 나아가 생체 내 온도, 산도, 움직임과 같은 여러가지 신호를 읽거나 손상된 부위의 재생을 돕는 등의 복잡하고 다양한 동작을 수행하는 것이 가능해졌으며, 생체적합한 소자 구성 물질들은 추가적 위험을 잠재하는 제거 수술없이 가수분해 되어 사라진다.[17-25]

트랜지언트 소자는 짧은 수명을 갖고 생분해되어 결과적으로는 없어지나, 동작하는 기간만큼은 정확한 데이터를 위해 안정 상태가 유지되어야 하므로 소자의 신뢰성은 여전히 중요하다고 할 수 있다.[18] 오히려 트랜지언트 소자가 주로 운용되는 수용액과 체내는 물 분자와 이온, 효소들에 의해 매우 거칠고 공격적인 특징을 갖고 있어 더욱 가혹한 환경에 대한 신뢰성을 확보해야 한다는 필요성이 있다.[18] 이러한 환경에서 전자소자를 안정하게 동작시키기 위하여 주변 환경으로부터의 보호 기능을 갖는 봉지막(Encapsulation) 층이 도입되었다.[26-27] 트랜지언트 전자소자를 보호하는 봉지막은 소자 내 핵심 부품들의 가수분해를 방지하며 분해로 인한 봉지막 구조의 열화가 진행되기 전까지 수동적인 보호 기능을 수행한다.[18,27]

본 리뷰논문에서는 트랜지언트 전자소자의 구성원리와 대표적인 응용분야를 비롯하여 안정적인 소자작동을 위해 분해 속도를 제어하기 위한 봉지막 기술에 대한 최근의 연구동향을 소개한다. 트랜지언트 소자와 봉지막의 분해 거동 및 특성 이해를 위해 먼저 이들을 구성하는 반도체와 내부 도선, 절연체와 유전체 등 핵심 물질에 대한 가수 분해 개념과 동역학(kinetics)이 아래에 서술된다. 트랜지언트 소자가 활용되는 여러 분야 중 의료용 삽입 소자에 대한 연구가 이후 예시로서 제시된다. 트랜지언트 소자의 수용액 내 안정한 동작을 위한 봉지막 전략과 보호된 소자가 갖는 이 단계 동작(Two-step operation), 무기물과 유기물로 설계된 봉지막의 특징, 성능 및 필요성이 마지막으로 소개될 것이다.

2. 본 론

2.1 트랜지언트 전자소자를 구성하는 생분해성 물질

전도체, 반도체, 유전체 무기질의 생분해성을 이용하여 전통적인 전자소자를 생분해성 소자로 구현하는 것이 가능하다.[18] Fig. 1은 트랜지언트 전자소자로 사용 가능한 생분해성 도체, 반도체, 유전체를 대표하는 물질의 분해 기작 및 거동을 나타낸다.[18] Fig. 1(a)는 실리콘(Si) 나노 박막 반도체의 생분해성 거동을 보여준다.[18] Si은 물과 반응하여 규산($Si(OH)_4$)과 수소 기체(H_2)를 형성하는 동시에 가수분해가 된다 ($Si + 4H_2O \rightarrow Si(OH)_4 + 2H_2$).[18] Si 나노 박막에서 관찰된 바에 따르면 두께 약 70 nm의 단결정 Si 나노 박막은 37ºC pH 7.4의 인산완충생리식염수(Phosphate-buffered saline, PBS) 용액에서 하루 동안 약 5 nm가 분해된다.[25] Si 나노 박막의 가수분해 양상은 박막의 미세 구조와 수용액의 환경 조건 등에 따라 변할 수가 있다.[28-33] 예를 들어 수용액의 pH농도는 Si 가수 분해 반응 속도를 조절하는 중요한 요소들 중 하나다.[33] pH 6부터 10까지 범위의 37ºC 완충 용액을 이용한 Si 나노 박막 분해 실험 결과, 안정한 상태로 20일 동안 약 90%의 두께 잔존율을 보였던 pH 6 조건과는 달리 pH 10 용액에선 같은 두께의 Si 나노 박막이 하루 만에 전부 분해되었다.[33] 이는 염기성 용액 속 높아진 수산화 이온(OH^-)의 농도가 수용액의 친핵 반응성을 증가시킴으로써 Si 나노 박막 표면의 가수분해가 가속된 것으로 추측된다.[25,33-34]

반도체 소자에서 유전체, 절연체 및 보호 봉지막 역할을 하는 이산화 규소(SiO_2) 또한 수용액 상에서 분해가 가능하다.[18,26] SiO_2의 가수분해 반응은 Fig. 1(b)에 모식화되어 있다($SiO_2 + 2H_2O \rightarrow Si(OH)_4$).[18] $Si(OH)_4$를 가수분해 산물로 가지는 SiO_2는, Si와 유사하게 pH, 온도, 형태 등의 조건에 따라 분해 반응의 속도가 결정된다.[26,35-36] 예를 들어 플라즈마 기상증착성장(Plasma enhanced chemical vapor deposition, PECVD)로 제작한 SiO_2 막(두께 ~100 nm)을 상온 pH 7.4와 12의 버퍼 용액에 넣고 10일간 분해 시, 5% 미만의 두께 변화가 관찰되는 pH 7.4 용액 내 SiO_2 막과는 달리 pH 12 용액 내 SiO_2 막은 약 80% 이상의 두께가 분해되었다.[26]

SiO_2의 분해 반응 속도는 제작 공정에 따라 형성된 막의 물리적 밀도와 관련도 있다.[26] 원자 밀도가 낮고 불균일한 막은 높은 밀도의 균일한 막에 비하여 가수분해 시 물 분자와 전해질의 친핵 반응에 높은 민감도를 가진다.[18,37-38] 낮은 표면 에너지와 높은 균일도를 갖는다고 알려진 건조 열 증착(Dry thermal growth) SiO_2 막은 매우 높은 밀도(2.3 g/cm^3)를 갖게 되며,[26,39] 37ºC의 pH 7.4 버퍼 용액에서 하루 간 진행된 분해 실험 결과 10^{-2} nm의 두께가 분해되었다.[26] SiH_4기체에 의한 Si-H 부산물을 형성하는 PECVD SiO_2막은 열 증착 SiO_2막에 비해 낮은 막 밀도(2.1 g/cm^3)를 가지며,[26,40] 위와 같은 분해 조건에서 약 10^{-1} nm가 분해되었다.[26] 전자 빔 증착(Electron beam evaporation) SiO_2 막은 형성 과정 상 발생하는 나노 스케일의 SiO_2 파편으로 인해 다른 두 공정 제작 막에 비해 상대적으로 낮은 밀도(1.9 g/cm^3)를 보였다.[26,41] 전자 빔 SiO_2 막은 37ºC의 pH 7.4 버퍼 용액에서 하루에 약 10 nm가 분해되었다.[26] 형성된 필름 간의 분해 속도 차이에 화학량적 영향 여부를 확인하기 위해 엑스-레이 광전자 분광학(X-ray photoelectron spectroscopy, XPS)기법이 사용되었다.[26] 같은 조건에서 분해 속도가 상이한 열 증착 SiO_2 막과 PECVD 막을 각각 XPS로 분석한 결과 Si 대비 O 원자의 비율은 2.0으로 큰 차이가 나지 않았다는 점에서, 화학량적 차이는 막 밀도에 비하여 분해 속도에 끼치는

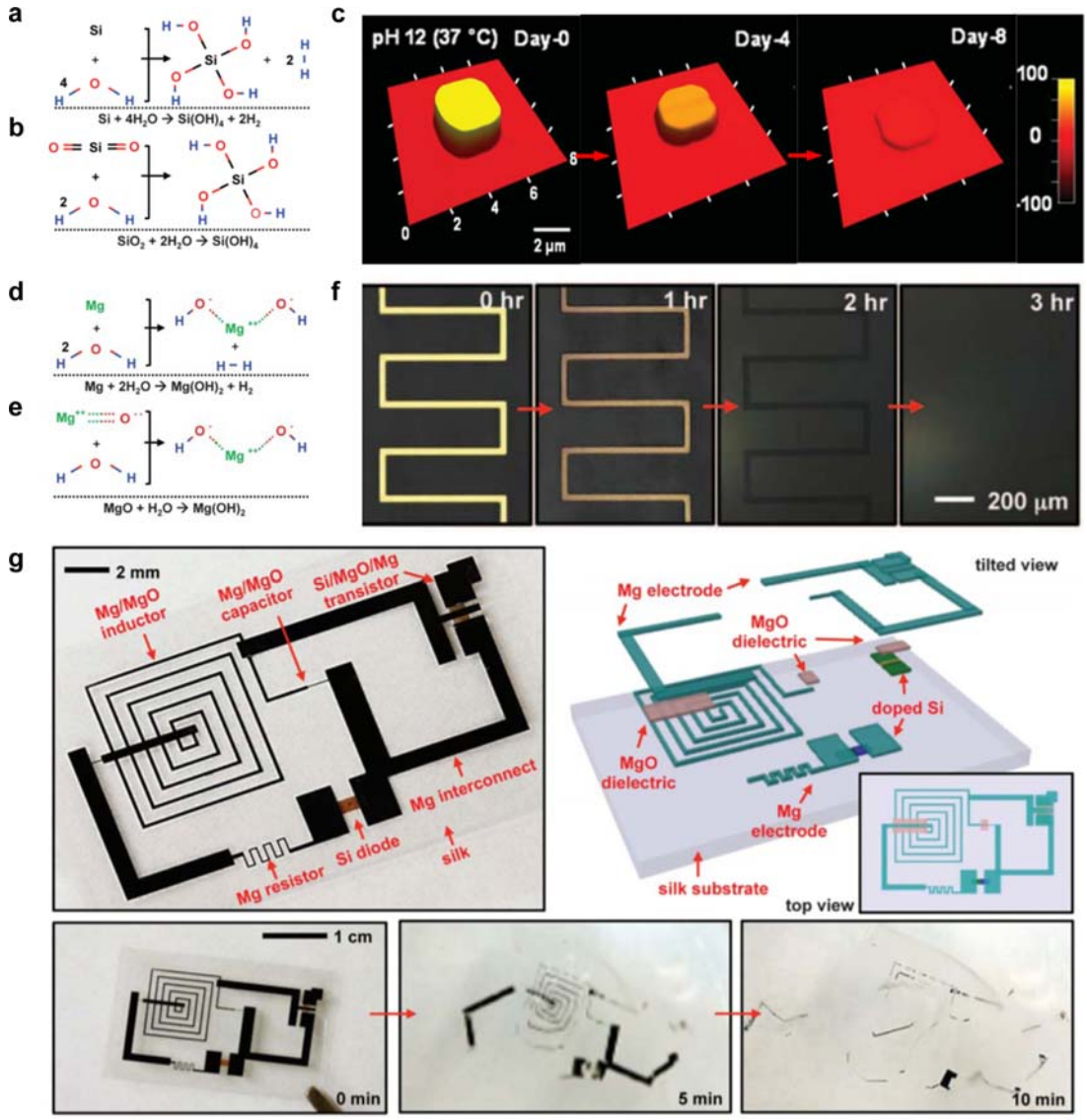


Fig. 1. Schematics of transient electronics and their components: (a), (b) Chemical dissolute reaction of Si and SiO_2. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (c) AFM topological image in pH 12 PBS solution at 37℃ to test the dissolution of 100 nm thick SiO_2 square pads formed by PECVD on thermally grown SiO_2. Adapted with permission from Ref. 26. © 2014 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (d), (e) Scheme for the chemical dissolute reaction of Mg and MgO. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (f) Dissolution testing images for 150nm thick Mg trace at room temperature DI. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (g) Structure and dissolution behavior of an electronic device that can be hydrolyzed and removed in DI at room temperature. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science

영향이 적은 것으로 판단되었다.[26] Fig. 1(c)는 Si기판 위에 열 증착 공정으로 SiO_2막을 제작하고, 다시 그 위에 PECVD로 형성시킨 SiO_2 패드 (3 μm × 3 μm × 100 nm)의 모습이다.[26] 37°C pH 12 PBS 용액에서 PECVD 형성 SiO_2 패드는 약 8일에 걸쳐 녹아 없어지며, 분해 속도의 차이로 열 증착 SiO_2 막이 아래에 낮은 두께로 남아 있는 것을 볼 수 있다.[26]

생분해 전도성 물질 또한 회로를 연결하는 전극 및 각종 센서의 전도성 전극으로서 중요한 역할을 수행한다.[18,42] 생분해성 금속은 우수한 전도성을 갖고 있기 때문에 가장 보편적으로 이용되고 있는 트랜지언트 소자용 전극이다.[42] 대표적으로는 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W), 몰리브데넘(Mo) 를 비롯하여 이들의 합금 (AZ31, MgCaZn 등)이 알려져있다.[18,25,42-43] 특히, Mg은 우수한 생분해성과 생적합성으로 활용이 많이 되는 금속이다.[18,25,42] Mg과 그 산화물인 산화 마그네슘(MgO)의 가수분해 반응 모식도가 Fig. 1(d)와 Fig. 1(e)에 나타나 있다.[18] Mg와 MgO 모두 가수분해 시 수산화 마그네슘($Mg(OH)_2$)를 생성하며, Mg의 경우 부산물로서 H_2기체가 발생한다($Mg + 2H_2O \rightarrow Mg(OH)_2 + H_2$, $MgO + H_2O \rightarrow Mg(OH)_2$).[18,44] Fig. 1(f)는 상온 정제수 내 두께 150 nm의 Mg 분해 거동을 광학 현미경을 통해 시간대 별로 명확하

게 보여주고 있다.[18] Zn 도 Mg과 유사한 가수분해 반응을 통하여 수산화 아연($Zn(OH)_2$)과 H_2를 생성한다.[25,42] 전이 금속인 W과 Mo 또한 수용액 상에서 가수분해가 가능하다.[42] W, Mo의 가수분해 반응은 Mg, Zn와 달리 물 분자 외 산소 기체(O_2)가 필요하다는 특징이 있다.[42] W과 Mo의 분해 속도(W, $(1.7\text{-}0.3) \times 10^{-3}$ μm/h, Mo, 3×10^{-4} μm/ h, 상온, Hank's 수용액)는 Mg과 Zn의 분해 속도(Mg, $7\text{x}10^{-2}$ μm/ h, Zn, $7\text{x}10^{-3}$ μm/ h, 상온, Hank's 수용액)에 비해 더딘 것으로 알려져 있다.[42]

Fig. 1(g)는 생분해성 무기질의 반도체, 도체, 유전체를 활용하여 생분해성 고분자인 실크(Silk) 기판 위에 전자소자의 핵심 부품 소자를 구현한 예시를 보여준다.[18] 소자는 얇은 두께의 Si 나노 박막과 Mg, 그리고 MgO를 각각 분해성 반도체와 도체, 그리고 유전체로 사용하였다.[18] 이 물질들의 조합을 통해 수동 전자소자인 저항기(Resistor), 축전기(Capacitor), 인덕터(Inductor)와 능동 전자소자인 트랜지스터(Transistor)와 다이오드(Diode)를 구현하였다.[18] 기판으로 사용된 실크는 베타-시트(β-sheet) 구조의 자연 단백질 섬유로, 알파-키모트립신(α-chymotrypsin)과 같은 체내 효소에 의해 아미노산 사슬이 끊기며 분해가 된다.[45-46] Fig. 1(e) 하단은 해당 소자가 정제수에서 분해되는 일련의 과정을 나타낸다.[18] 표면적이 넓고 친수성이 높은 실크 등의 분해성 기판 및 봉지막이 가장 먼저 녹기 시작하며, 각 구성 요소 사이를 이어 주는 Mg등의 금속이 다음으로 빨리 녹는다.[18] 모든 물질이 생분해되기 때문에 궁극적으로 모든 물질들이 체액 내 가수분해를 통해 제거될 수 있다.[18]

2.2 대표적 Si 트랜지언트 전자소자

기존 Si 산업에서 활용되는 Si 및 Si 계열의 유전체 물질 등을 생분해성 전자소자로 활용할 수 있다는 것은 매우 큰 점을 시사한다.[18] Si의 반도체 성질을 이용하여 개발된 다이오드 및 트랜지스터 등 각종 능동 및 연산 소자를 비롯하여 압전 저항(Piezoresitivity), 광전 효과(Photovoltaic effect) 특성 등의 특이성을 활용한 태양전지 및 각종 Si 기반 센서 등의 소자를 모두 트랜지언트 전자소자로 구현하는 것이 가능하다.[16,18-19,37,47] 기존의 Si 산업에서 활용하는 공정 기법을 변용하여 그대로 도입할 수 있다는 것은 트랜지언트 전자소자의 응용 범위와 개발 범위를 크게 확대할 수 있다는 것을 의미한다.[16,18] Fig. 2는 Si의 다양한 특성을 응용하여 개발 가능한 트랜지언트 전자소자의 대표적인 예시를 보여준다.[18] 각각의 소자는 Si 나노 박막을 반도체로, Mg을 전극 및 중간 도선으로, MgO를 유전체로 사용하였으며 실크를 기판으로 이용해 제작되었다.[18]

Fig. 2(a)의 좌측은 전계 효과를 이용한 가장 대표적 능동 소자인 금속 산화막 반도체 전계효과 트랜지스터(Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor, MOSFET)을 트랜지언트 소자로 구현한 것이다.[18] 반도체 물질인 Si 나노 박막(~300 nm)은 n 타입 혹은 p 타입에 따라 P 혹은 B 도핑이 되어 있으며, Mg을 이용한 소스(Source)와 드레인(Drain), 게이트(Gate) 전극이 전자 빔(Electron beam)에 의해 실크 기판(~20 μm) 위로 증착되었다.[18] MOSFET의 전계 효과는 MgO 유전층에 의해 구현된다.[18] Fig. 2(a) 좌측은 소자의 I-V 곡선을 보여준다.[18] 소자는 캐리어 이동도(Carrier mobility)를 포화 체제(Saturation regime)에서는 560 cm^2/ Vs, 선상 체제(Linear regime)에서는 660 cm^2/ V를 갖으며 온/오프 비율(On/off ratio)은 $>10^5$, 역치 아래(Subthreshold)의 기울기는 V_d = 0.1 V 조건에서 160 mV/dec, 게이트 전압이 5 V일 때 반도체 채널의 폭 단위 당 흐르는 전류 값은 0.34 mA/mm으로 측정되었다.[18] 이러한 결과는 Si 나노 박막 기반의 트랜지언트 MOSFET 소자가 기존 Si 기반 소자와 비교 하여 성능 측면에서 큰 차이가 없다는 것을 보여준다.[18]

Fig. 2(b)는 압력 센서가 트랜지언트 전자소자 버전으로 구현된 구조의 모습이다.[18] 저항기로는 도핑된 Si 나노 박막(~300 nm)이, 중간 도선으로는 Mg(폭 길이 ~300 μm)이 실크 기판(~20 μm)위에 사용되었다.[18] Mg 중간 도선 사이를 이어주는 Si 저항기들은 입력된 압력의 분해를 위해 평면상에서 각각 수직을 이루고 있으며, 변형되는 방향에 따라 인장과 압축을 감지 할 수 있다.[18] Fig. 2(b) 우측에는 주기적 압력 인가 시험을 통해 얻은 시간-저항 변화 곡선이다.[18] 측정된 게이지 팩터(Gauge factor)는 약 40이며, 이는 상업화된 압력 센서와 비슷한 수준이다.[18]

Fig. 2(c)는 Si 나노 박막 다이오드(~300 nm)와 Mg 저항기, 그리고 MgO로 구성된 4x4 배열의 열 감지 소자 구조이다.[18] 입력되는 열 조건에 따라 Si 나노 박막 다이오드 내부 캐리어의 운동성과 같은 전기적 재료 특성이 변하게 되며, 이를 통한 변동 전류값으로 열 변화를 모니터링한다.[18,48] 전극 사이에 걸리는 전압이 약 0.8 V일 때, 소자 주변부 온도가 25ºC에서 75ºC로 상승 시 전류는 약 0.06 mA에서 0.01 mA로 증가한다.[18] 소자의 전류를 0.01 mA로 고정하고 온도를 증가시킬 경우, 전압은 1ºC 증가 시 약 2.23 mV가 감소한다.[18]

Fig. 2(d) 좌측은 광전 효과를 이용한 트랜지언트 이미지 센서 소자의 구조이다.[18] Si 나노 박막 광 다이오드(~300 nm)로 제작된 각 셀은 -4 V 전압에서 광 노출 여부에 따라 약 2 μA의 전류값 차이를 보인다(명: ~2 μA, 암: ~0 μA).[18] 입력된 이미지 데이터를 위해 평철 렌즈 (Plano-convex lens)를 통한 확산성 광원이 사용되었으며, 이미지와 렌즈 간 거리는 98 mm로 설계되었다.[18] 향상된 이미지 해상도를 위해 소자는 8x8 스케일의 수동 매트릭스 어드레싱(Passive matrix addressing)로 구현되었다.[18] Fig. 2(d) 우측은 소자의 스캔 모드 (Scan mode) 동작 시 입력(상단)과 출력(하단)된 이미지 데이터의 모습이다.[18]

2.3 트랜지언트 전자소자의 바이오 응용

트랜지언트 전자소자의 다양한 응용 중 생분해성 전자

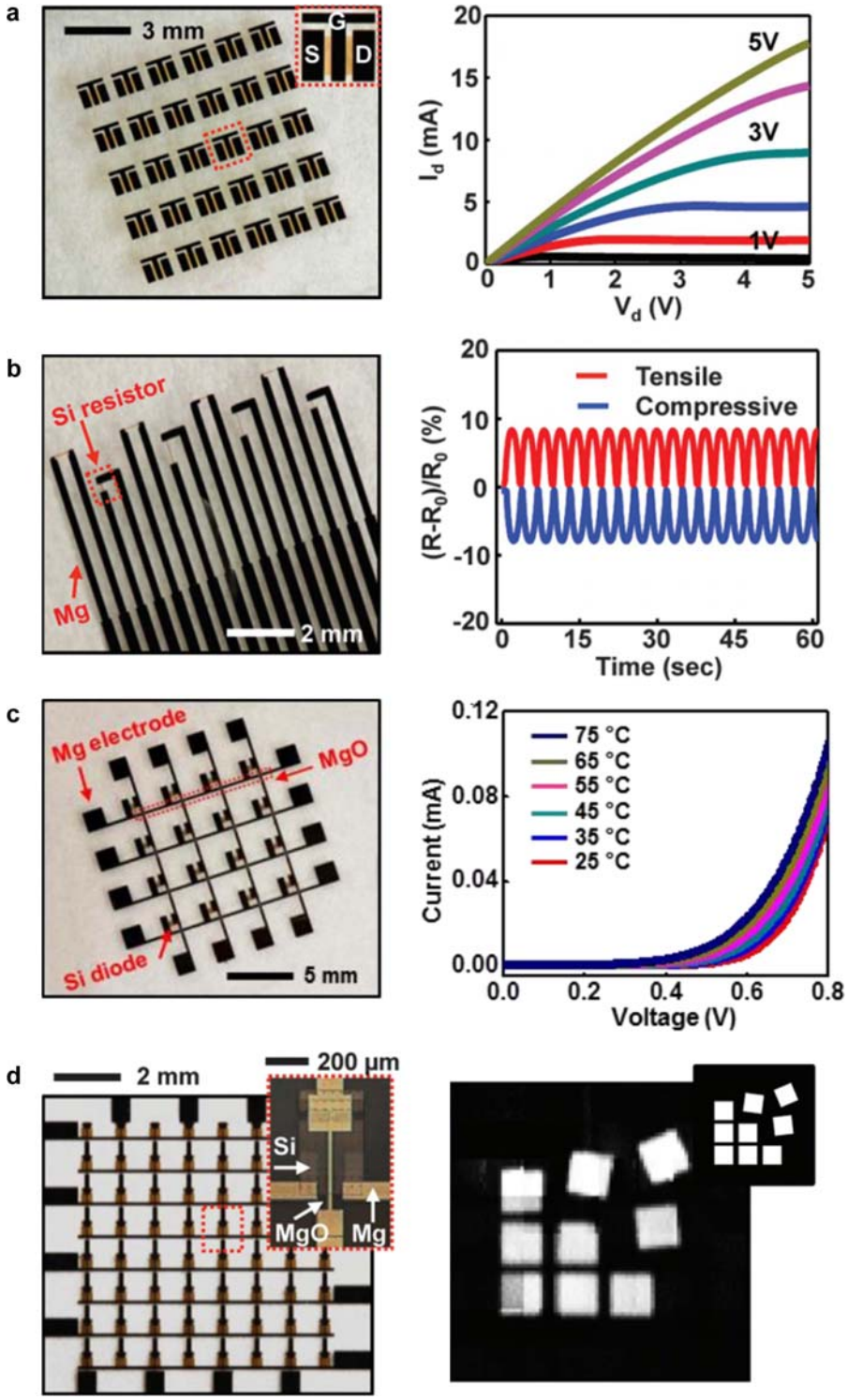


Fig. 2. Examples and performance of transient electronic device structures based on Si nanomembrane, Mg, MgO: (a) Transient n-type MOSFET array and I-V curve with various (1~5 V) gate-electrode voltages. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (b) Transient strain sensor and time versus resistance curve during periodic strain test. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (c) Transient temperature sensor array and I-V curve at various (25~75°C) temperature conditions. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (d) Transient photo-image sensor array and a sample of scan output from sensor array detecting. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science

소자로의 응용이 큰 주목을 받고 있다. 영구적인 전자소자를 체내에 삽입할 경우, 감염원들이 성장하는 기생지가 되어 바이오 필름이 형성될 수 있으며, 사용 이후에도 잔류하는 소자는 피이식자의 움직임으로 인해 주변 조직을 상처 입히기도 한다.[49-52] 삽입된 소자를 제거하는 수술과정에서는 면역반응으로 형성된 섬유증 조직 등에 대

해 불가피한 상처가 발생하고 국지적 출혈 및 감염을 유발할 수 있다.[49,53-55] 반면 트랜지언트 전자소자는 삽입 후 가수 분해되므로, 영구적인 잔여물이나 제거 수술 시 발생하는 비용과 안전 문제에서 자유로워질 수 있다.[21-22,25,56]

생분해성 전자소자는 잠복기가 존재하는 증상 및 질환을 모니터링하는데 매우 효과적이다.[21] Fig. 3(a)은 뇌

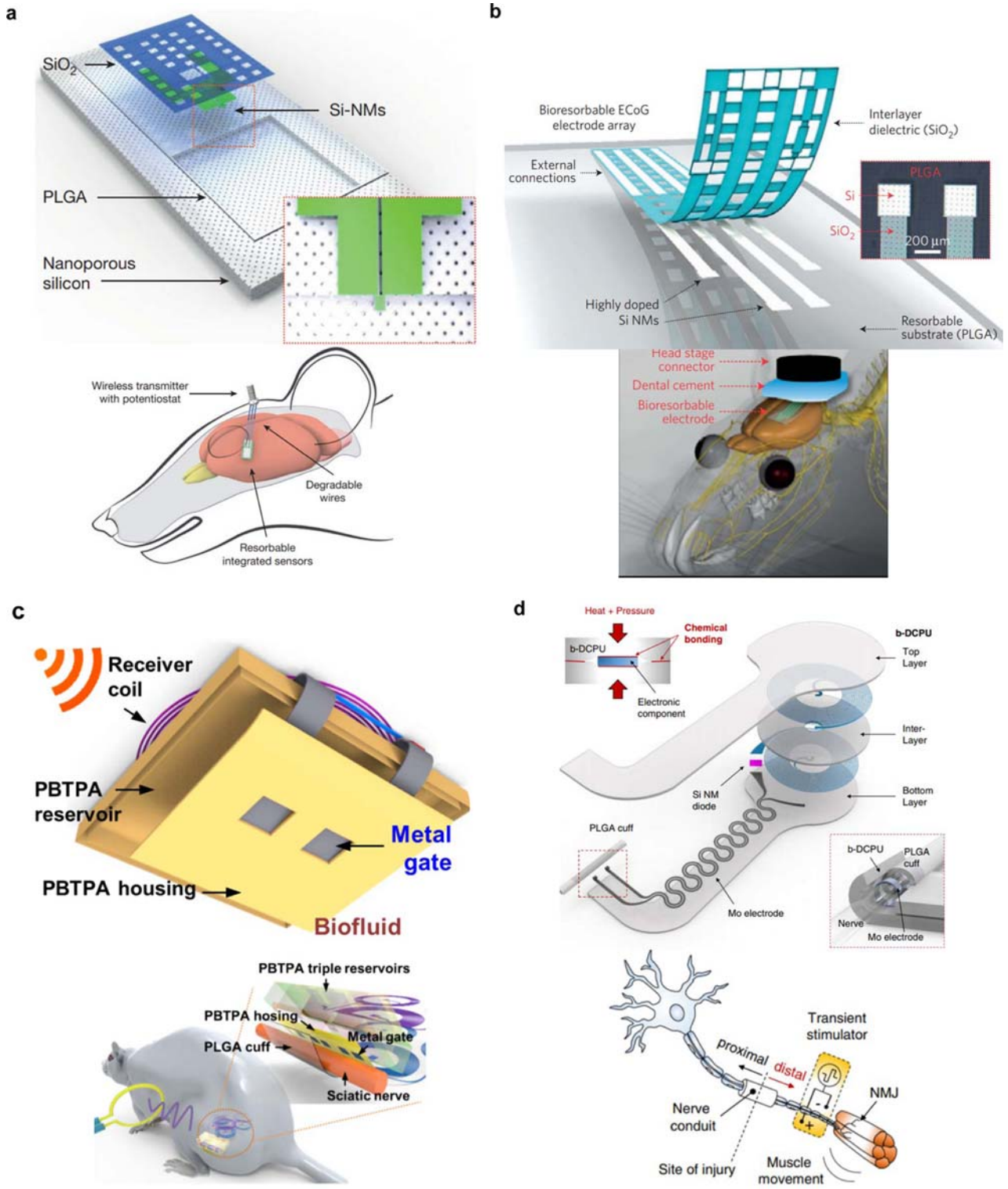


Fig. 3. Various implantable transient electronic device applications for biomedical monitoring, treatment, and therapy: (a) Transient intracranial pressure sensor. Adapted with permission from Ref. 21. © 2016, Nature Publishing Group, a division of Macmillan Publishers Limited (b) Transient brain-mapping device. Adapted with permission from Ref. 22. © 2016, Nature Publishing Group (c) Transient implantable drug-delivery device. Adapted with permission from Ref. 23. © 2020, American Association for the Advancement of Science (d) Transient electrical stimulator for nerve regeneration. Reproduced from Ref. 24. © 2020, the Author(s), under exclusive license to Springer Nature America, Inc.

에 삽입되어 두개 내 압력(Intracranial pressure, ICP)을 원격 모니터링 한 뒤 가수분해되는 최초의 트랜지언트 전자소자다.[21] 외부 충격을 받아 국지적인 출혈이 생긴 뇌의 ICP는 수일에 걸쳐 상승하며,[57] 잠복기 특성의 이러한 상처를 올바른 시간 내 대처하기 위해 지속적으로 감시하는 것은 매우 중요한 사안이다.[58] 소자는 다공성 Si 기판(60~80 μm) 위에 폴리락테이트-코-글라이클레이트(Polylactic-co-glycolic acid, PLGA) 필름(30 μm)을 올리고 그 위에는 Si 나노 박막(300 nm)을, 마지막으로는 SiO_2 봉지막 층(100 nm)을 덮은 구조를 하고 있다.[21] 다공성 Si 기판은 주변을 둘러싼 액체의 압력에 반응해 기계적으로 굴절되며, 이러한 물리적 변화는 PLGA를 따라 Si 나노 박막에 전달되어 압전 저항 효과를 유도한다.[21] 소자는 0~70 mmHg의 구간에서 약 83 Ω/ mmHg 의 압전 저항 기울기를 가지며, 단결정 Si에 대한 압전 저항 모델링 결과와 유사한 것이 확인되었다.[21] 뇌에 삽입된 소자는 생분해 Mo 금속선으로 두개골 외부의 신호 전송기와 연결 되며, 측정된 뇌압은 이를 통해 약 10 m까지 원격 전송하는 것이 가능하다.[21] 소자의 안정된 구조와 성능 유지를 위해 폴리언하이드라이드(Polyanhydride, PA) 고분자가 보호 봉지막으로 활용되었으며, 삽입시킨 쥐의 ICP를 3일간 지속적으로 모니터링하였다.[21] 측정된 값은 상업용 압력 센서와 유사한 성능을 보였다.[21] 8주간의 공초점 형광 측정을 통하여, 삽입된 소자가 별다른 면역 반응 없이 분해되는 것이 확인되었다.[21]

신경생리학적 전기 신호는 간질과 같은 신경성 질병의 진단과 치료에 있어 중요한 데이터이다.[59-60] Fig. 3(b)에서는 뇌의 전기 신호에 대한 매핑(Mapping)을 위해, 생분해가 가능한 트랜지언트 전자소자를 뇌에 삽입하여 측정용 전극 제거의 비용과 위험성을 우회하였다.[22] 생분해되어 흡수 가능한 PLGA(~30 μm)를 기판으로, Si 나노 박막(~300 nm)을 반도체로, SiO_2(~100 nm)를 유전체로 사용하여 소자를 제작하였다.[22] 신경 세포와의 계면에서 전기 신호 측정이 가능한 고농도 도핑의 Si 나노 박막을 생분해성 피질뇌파기록(Electrocorticography, ECoG) 및 피하 뇌조영(Encephalography, EEG) 소자로 활용하였다.[22,61] 피하 EEG 소자로 쥐의 수면, 발작 및 위협 시의 뇌파를 골막에 부착한 뒤 측정하였으며, ECoG 측정은 쥐의 두개골 내부로 생분해 소자 전극을 삽입하고 치과용 세라믹으로 보호 후 수행되었다.[22] 삽입된 소자는 33일 동안 4개의 채널로 뇌신경 전기 신호를 측정한 뒤 분해되었다.[22]

생분해성 전자소자는 제한된 용량의 약물을 저장하여 전달하는 시스템으로도 매우 유용하다.[20,23] 특히 전자적인 제어를 통해 정확한 시점에 약물을 투입하는 것은 호르몬 불균형, 당뇨, 악성 종양 등을 치료하는데 효과적이다.[23] Fig. 3(c)의 생분해성 약물 전달 소자는, 약물을 저장소 안에 넣고 목표하는 위치에 삽입하여 원격으로 약의 방출을 조절하는 대표적인 사례이다.[23] 비축한 약물을 전부 소진한 소자는 체내에서 가수분해 되어 스스로 제거된다.[23] 두께 약 100 μm의 약물 저장소는 폴리-언하이드라이드(Poly-anhydride, PA)계열의 폴리-뷰테인다이싸이올 펜테노익 언하이드라이드(Poly-buthanedithiol pentenoic anhydride, PBTPA)로 제작되었으며, 소수성 고분자인 PBTPA는 내부에 담긴 수용성 약물의 누출을 방지한다.[23] Mg 코일(50 μm)과 Si 나노 박막 다이오드(320 nm)및 Mg/SiO_2/Mg 축전기(30 μm/100 nm/30 μm)로 이뤄진 생분해 라디오 주파수(Radio frequency, RF) 시스템이 저장소 아래에 부착되며, 외부 코일 자속에 의한 RF 시스템의 유도 전류가 저장소 상단의 Mg 게이트(면적 ~26 mm^2)를 틈새 부식 효과 기반의 전기 화학적 반응으로 분해시킴으로써 저장소 내 약물을 방출시킨다.[23] 37°C PBS 용액에서 소자의 저장소는 약 660일 에 걸쳐 분해되었으며, Mg 코일, Si 나노 박막 다이오드, Mg/SiO_2/Mg 축전기는 각각 50일, 100일, 60일 동안 분해가 진행되었다.[23]

생분해성 전자소자는 치료기간이 대체로 한정되어 있는 재생 및 재활치료 기술에도 매우 효과적인 시스템이다. 손상된 신경을 위한 재활 치료에 전기적 자극을 이용하는 연구가 활발히 진행되고 있다.[24,62-63] 손상된 신경은 재생하여 다시 기능하기 전까지 전기 신호의 전달을 수행할 수 없으며, 신경 회로의 비활성은 연결된 근육 조직의 퇴행성 위축증(Atrophy)를 야기하여 재생 후 신경근 시스템의 낮은 동작 퍼포먼스를 초래할 수 있다.[64-66] Fig. 3(d)는 손상 신경에 대한 지속적 전기 자극으로 신경근을 활성 시켜 퇴행을 막고, 완치 이후에는 분해되어 사라지는 트랜지언트 의료 소자를 제시한다.[24] 두께 약 100 μm의 생흡수성 역학 공유 폴리우레탄(Bioresorbable dynamic covalent polyurethane, b-DCPU)이 기계적 탄성력이 높은 기판과 내부 소자를 보호하는 봉지막으로 동시에 활용되었다.[24] 단결정 Si 박막 다이오드(두께 1.2 μm)와 Mo 코일(두께 약 50 μm)은 외부 코일 자속에 반응하여 두께 약 15 μm, 폭 200 μm의 사문형(Serpentine) Mo 도선으로 유도 전류를 발생시킨다.[24] 전류는 실린더 형 PLGA(두께 ~30 μm) 봉지막 내 보호받는 Mo 도선을 통해 접합된 손상 신경으로 전달되며 이를 통해 신경 재생이 완료 할 때까지 외부 전기 자극을 통해 신경근을 자극하고 퇴행을 막는다.[24]

체내 삽입 후 분해되어 흡수된 트랜지언트 전자 소자의 구성 물질 Si가 유도 결합된 플라즈마 광 방사 분광계(Inductively coupled plasma optical emission spectroscopy, ICP-OES)와 유도 결합된 플라즈마 질량 분광계(Inductively coupled plasma mass spectroscopy, ICP-MS)를 통하여 추적되었다.[78] 약 1,500 nm 두께의 Si 나노 박막과 약 10 μm 두께의 PLGA가 포함된 생분해성 전자 소자를 실험용 쥐에 삽입하고 주요 장기를 7주간 기록한 결과, 삽입되지 않은 대조군에 비해 췌장, 심장, 근육, 혈액 내 Si 농도의 미세한 증가를 첫 3주간 보였으나, 나머지 4주에 걸쳐 정상적인 Si 함유 수치로 돌아감을 확인 할 수 있었다.[78] 7주에 거쳐 일정하게 높은 값을 유지하였던 신장 내 Si 농도를

통하여 체내 흡수된 Si 원자가 신장 청정(Renal clearance)을 통하여 체외 배출됨이 확인되었다.[78] 측정 이후 각 주요 장기의 조직을 분석한 결과, 대조군과 비교하여 눈에 띄는 조직 괴사 및 염증 반응은 관찰되지 않았다.[78]

2.4 트랜지언트 전자소자의 봉지막 기술

트랜지언트 소자 내 전기적 기능을 수행하는 핵심 부품은 수용액 상에서 동작 시 지속적인 물 분자의 침투에 의해 가수분해됨으로써 설계된 동작에 요구되는 구조 자체가 열화 될 수 있다.[16,18,26-27,30] 이를 방지하기 위해 소자 내 중요 부품을 유전체 물질로 보호하여 물 분자 침투를 방지하는 봉지막 전략이 사용된다.[18,25,27] Table 1은 현재 보고된 트랜지언트 소자의 봉지막으로 사용되는 물질들과 분해 성질을 표로 정리한 것이다.

Fig. 4(a)는 두께가 다른 MgO와 실크 막으로 각각 보호된 두께 300 nm의 Mg 도선을 상온 증류수에서 분해하며 도선의 저항을 비교 측정한 그래프이다.[18] 검은색은 봉지막 보호가 되지 않은 Mg 도선의 저항 곡선이며, 보호된 나머지 4개의 도선에 비해 매우 빠른 속도로 분해됨이 저항의 상승을 통해 알 수가 있다.[18] 붉은색과 푸른색 곡선은 각각 400 nm, 800 nm 두께의 MgO 봉지막으로 보호된 Mg 도선의 저항 변화를 나타내며, 청록색과 보라색은 각각 낮은 결정도(φ = 45%)과 높은 결정도(φ = 89.8%)을 가진 실크 봉지막(두께 ~100 μm)으로 보호된 Mg 도선의 저항 곡선이다.[18] 보호하는 봉지막의 두께가 두꺼울수록, 막 결정도가 높을수록 분해가 느리며, 이는 가수 분해 시 필요한 물 분자의 침투가 봉지막에 의해 방해 받기 때문이다.[18]

두꺼운 두께와 높은 결정도의 봉지막을 이용하여 물 분자의 침투를 강하게 차단할 경우, 소자 내부(도체 및 반도체 등)의 가수분해를 최대한 지연시킬 수 있다.[18] 봉지막의 보호로 물의 침투 및 가수분해 반응이 지연되는 동안은 전자소자의 안정된 작동이 이뤄지며 일정한 기간 뒤 허용되는 물의 침투가 내부의 가수분해를 진행하여 소자가 불안정되기 시작한다.[18] 봉지막의 분해 및 물 침투 허용 여부에 의해 소자의 동작이 상이한 상태로 전환되는 것을 트랜지언트 전기 소자의 이 단계 동작이라 한다.[18,25] Fig. 4(b)는 봉지막 보호된 트랜지언트 소자가 가수분해 시 보이는 이 단계 동작을 관찰하기 위해 설계된 실험 환경 모식도(좌측)와 실제 측정 모습(우측)을 보여준다.[18] MgO과 실크의 봉지막 이중층으로 보호된 MOSFET소자는 증류수가 담긴 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS)우물 안에서 분해가 진행되며, 측정용 탐지 전극과 소자 사이를 Mg 중간 전극이 이어주고 있다.[18]

Fig. 4(c)의 두 그래프는 400 nm의 MgO와 70 μm의 실크(φ = 89.8%)를 차례로 쌓아 봉지막 보호된 n-타입 MOSFET 소자가 상온 정제수에서 분해될 때 나타나는 이 단계 동작을 보여준다.[18] 측정된 시간-특성 그래프(그림 좌측) 내의 캐리어 이동도, 온/오프 비율, 한계 전압 수치는 각각 Si 나노 박막 반도체, Mg 게이트 전극, SiO_2 유전체의 전기적 성능에 대응하며 분해 시작 이후 보이는 4일간의 미미한 특성 변화는 봉지막 이중층으로 보호된 소자가 물 분자의 침입 없이 안정된 상태로 작동하고 있음을 의미한다.[18] 봉지막의 분해로 인해 물 분자의 침투가 급격히 증가된 이후에는 소자 내 부품이 빠르게(~30분) 가수분해 되며, 측정된 세 가지 전기적 특성 값이 일제히 감소하는 것에서 확인 할 수 있다.[18] 이 단계 동작은 소자의 I_D-V_G 곡선(그림 우측)에서도 확인이 가능하다. 그래프 상의 최상단 곡선(주황색)은 봉지막 이중층으로 보호된 안정 상태의 MOSFET 동작을 나타내며 가장 큰 상호 콘덕턴스(Transconductance)값을 갖는다.[18] 봉지막이 보호 기능을 잃게 된 이후 급격하게 소자 성능을 잃어가는 것이 여러 곡선(파란색, 청록색, 분홍색, 회색, 남색)상의 상호 콘덕턴스 값을 통해 알 수 있다.[18]

2.5 무기질 봉지막 기술

원자 배열이 조밀하여 물 분자의 침투율이 낮은 무기 물질 필름은 트랜지언트 소자를 보호할 봉지막으로의 활용 가치가 높다.[26,67-69] Fig. 5는 무기 물질 층을 사용하여 더 효과적으로 전자소자를 보호하기 위해 연구된 전략들

Table 1. Summary of encapsulation materials and their protection performances

Material category	Encapsulation material (thickness)		Dissolution tracer (thickness)	Dissolute condition	Effective protecting duration (approx.)	Ref.
Inorganic	SiO_2 and Si_3N_4	MgO (800 nm)	Mg (300 nm)	Deionized water (RT)	10 hours	18
		SiO_2/Si_3N_4 (500/500 nm)			2 days	26
		ALD-SiO_2/Si_3N_4 (20/500 nm)			7 days	
		Triple SiO_2/Si_3N_4 (200/200/200/200/100/100 nm)			10 days	
	Single crystalline Si (1.5 μm)		Mg (200 nm)	PBS solution (37°C)	2 months	30
Organic	Silk (φ= 89.8 %, 100 μm)		Mg (300 nm)	Deionized water (RT)	100 hours	18
	Candelilla wax (300 μm)		Mg (50 μm)	PBS solution (RT)	15 days	71
	PBTPA (500 μm)			PBS solution (37°C)	60 days	77

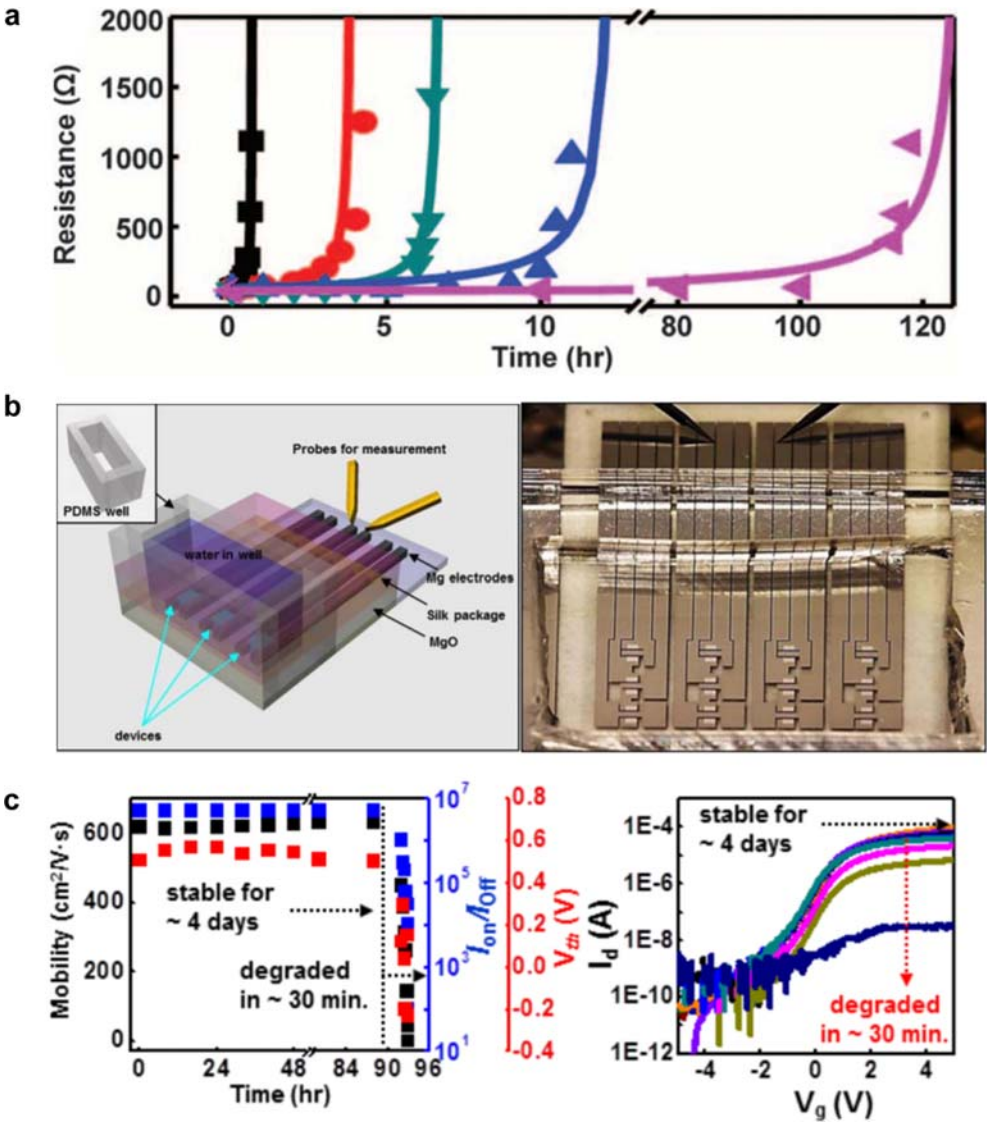


Fig. 4. Concept and efficacy of encapsulation for transient electronics: (a) Time versus resistance change in Mg electrode (300 nm thick) during DI dissolution test at room temperature with MgO (400 nm, 800 nm) or silk (45.0%, 89.8% crystallinity, each ~100 μm thick) encapsulant. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (b) Experimental setup for observing two-step operation behavior in MgO encapsulated transient device. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science (c) Two-step operation of transient n-type MOSFET with MgO (400 nm thick) and silk (89.8% crystallinity, ~100 μm thick) encapsulation at room temperature DI. Adapted with permission from Ref. 18. © 2012, American Association for the Advancement of Science

이다.[26)]

유기 발광 다이오드(Organic Light-Emitting Diode, OLED) 소자 연구에도 많이 이용되는 SiO_2와 Si_3N_4(질화규소)는 생분해성을 가진 무기물 막으로써 트랜지언트 소자의 보호 봉지막으로도 큰 주목을 받는다.[26,69-70)] SiO_2와 Si_3N_4막은 PECVD를 통해 보통 제작되는데, 공정 특성상 불가피하게 발생하는 핀홀(pinhole) 등의 결함으로 인해 물 분자의 침투를 허용하는 문제가 있다.[26)] PECVD 단일 막이 갖는 결함 문제를 해결하기 위해 SiO_2와 Si_3N_4 PECVD 봉지막을 다중으로 적층하여 소자를 보호한 모습이 Fig. 5(a) 좌측에 소개되어 있다.[26)] 다중 적층된 무기질 봉지막은, 단일 봉지막 층 내 존재하는 핀홀 등의 결함을 서로가 보완하여 물의 투과성을 효과적으로 반감시킨다.[26)] 원자 층 증착(Atomic layer deposition, ALD)은 다중 적층과 상호 보완이 가능한 또 다른 방식의 봉지막 형성법이며, Fig. 5(a) 우측에 모식화 되어있다.[26)] ALD를 이용하여 PECVD 제작 봉지막 위에 추가로 원자 층을 쌓는 것이 가능하며, 다중 PECVD 봉지막 층의 경우와 유사한 원리로 물의 투과를 낮춘다.[26)] PECVD 다중 무기질 적층과 ALD 전략이 유효함을 확인하기 위해 상온 정제수 내 300 nm 두께를 갖는 Mg 도선이 봉지막 보호된 상태에서 분해되었다.[26)] 단일 PECVD SiO_2, Si_3N_4 봉지막과 독립된 ALD 형성 SiO_2 원자 층 모두 막 내 결함으로 인한 물 분자 침투로 2일 경과 전에 봉지막 내부 도선의 저항을 증가 시켰다.[26)] PECVD로 제작된 SiO_2, Si_3N_4 이중 층은 2일까지는 비교적 안정하게 내부 도선을 보호하였으나, 이후 급

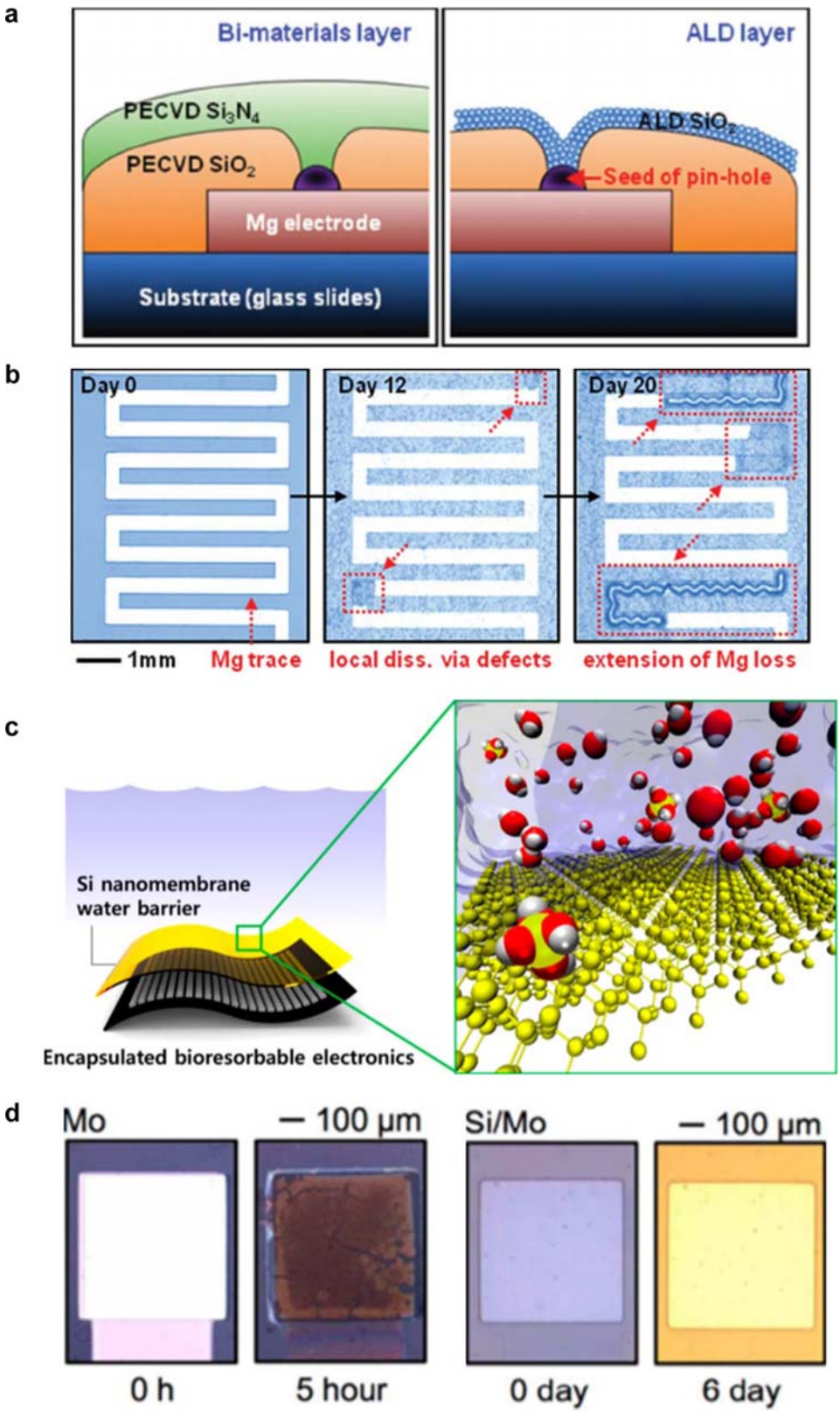


Fig. 5. Examples of inorganic encapsulation research: (a) Strategies with PECVD multilayer (left) and ALD (right) to reduce water permeation from the defective pinhole. Adapted with permission from Ref. 26. © 2014 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (b) Serpentine Mg trace (300 nm thick) dissolution test at room temperature DI. Local dissolution initially occurred in the defect site and rapidly extended through the metal trace. Adapted with permission from Ref. 26. © 2014 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (c) Schematic of monocrystalline Si nanomembrane encapsulation strategy. Adapted with permission from Ref. 30. © 2017, American Chemical Society (d) Mo electrode dissolution sensitivity at 37℃ PBS solution without (left) and with (right) monocrystalline Si nanomembrane encapsulation. Adapted with permission from Ref. 30. © 2017, American Chemical Society

격하게 물의 투과를 허용했다.[26] PECVD와 ALD로 각각 제작된 서로 다른 층을 겹친 경우에는 약 4일까지 안정된 Mg 도선의 보호 성능을 보여주었으며, PECVD SiO_2와 Si_3N_4간의 적층을 세번 반복하여 총 여섯 층을 겹친 경우에는 약 10일까지 내부의 도선 저항이 안정하게 유지되었다.[26] 안정된 상온 정제수 조건에서 급격하게 저항이 상승하는 상태로 변하는 봉지막 내부의 사문형 Mg 도선을 Fig. 5(b)가 일련의 현미경 사진을 통해 보여준다.[26] 다중 적층을 통해 상호 보완된 결함은 일정 시간 이상의 봉지막 가수분해를 통해 다시 드러나며, 침투한 물 분자는 12일 경과된 현미경 사진과 같이 도선을 가수 분해시키기 시작한다.[26] 사문형의 도선을 따라 연쇄적으로 진행되는 분해는 안정된 상태로 유지되던 도선의 저항을 빠른 속도로 증가시키며, 이를 통해 봉지막 보호된 트랜지언트 소자의 이 단계 동작 특성을 볼 수 있다.[26]

단일 원자종의 단결정 무기질 막은 재료 구조 상 결함의 발생율이 매우 낮기 때문에 소자를 보호하기 위한 봉지막으로써 좋은 조건을 갖추고 있다.[30] Fig. 5(c)의 그려진 모식도는 결함 빈도가 0에 가까운 단결정 Si 나노 박막으로 소자를 봉지막 보호하는 전략을 나타낸다.[30] 1 nm 두께의 Si 나노 박막과 1.25 nm 두께의 SiO_2 층에 대한 반응성 분자 역학(Reactive molecular dynamic, RMD) 시뮬레이션 결과, SiO_2 층에 대한 물 분자 침투는 6 ns, 23 ns에서 각각 급격하게 증가한 반면, Si 나노 박막을 통해 침투하는 물 분자의 개수는 모든 시간대(0~10 ns)에서 0을 기록하였다.[30] 물 분자에 대한 Si 단결정 봉지막의 보호 성능을 실제로 확인하기 위해, 200 nm 두께의 Mg 금속 패드를 37ºC PBS 용액 내에서 두께 약 1.5 μm Si 단결정 봉지막으로 보호 한 채 분해 실험을 진행하였다.[30] 보호되지 않은 Mg 금속이 약 하루 만에 대부분 분해된 반면, Si 단결정 봉지막으로 보호받은 Mg 금속 패드는 약 2개월 이상 용액 내에서 안정된 상태를 유지하였다.[30] 같은 용액과 온도 조건에서 단결정 Si 봉지막(~1.5 μm)의 보호 여부가 Mo 금속 패드(두께 300 nm) 분해 결과에 미치는 영향을 비교한 것이 Fig. 5(d)에 나타나있다.[30] Si 봉지막의 보호가 없는 Mo 금속 패드는 약 5시간 이후 표면이 갈라지며, 분해된 금속 파편이 용액 내부에서 발견되었다.[30] 반면 단결정 Si 봉지막으로 보호된 Mo 금속 패드의 안정한 상태는 6일이 경과한 시점에도 관찰이 되었다.[30]

2.6 유기 봉지막 기술

분자들의 간격이 상대적으로 큰 유기물은 무기물 기반의 봉지막에 비해 방수성능이 상대적으로 나쁘다.[71-72] 다만, 유기물로 형성된 필름은 기계적으로 유연하고 연성이 있을 뿐만 아니라 작용기 변경을 통해 화학적 성질을 다양화 할 수 있다는 장점이 있어 특히 유연성을 요구하는 트랜지언트 소자의 보호봉지막으로 활용성이 우수하다.[25,71] 물 분자의 침투를 막기 위해 탄화 수소 사슬이 풍부한 소수성 고분자를 사용하는데, 동시에 가수분해성을 높이기 위해 에스테레이스(Esterase)나 라이페이스(Lipase) 같은 체내 효소에 의해 분해 가능한 에스터(Ester), 언하이드라이드(Anhydride) 등의 작용기를 갖는다.[71,73-74] 생분해 소수성 고분자를 이용하여 트랜지언트 전기 소자를 봉지막 보호한 예시가 Fig. 6에 소개되고 있다.[71]

풍부한 탄화 수소 사슬과 에스터, 언하이드라이드 작용기를 동시에 보유한 밀랍 계열의 물질은 소자를 보호하기 위한 유기 소수성 고분자 봉지막으로써 좋은 조건을 갖고 있다.[71,75-76] Fig. 6(a)는 밀랍의 하위 분류에 해당하는 칸데리라 밀랍(Candelilla wax), 대두 밀랍(Soy wax), 소귀나무 밀랍(Myrtle wax) 세 종류 물질의 37ºC 정제수 내 Mg 내부 도선에 대한 봉지막 보호 성능을 비교한 시간-저항 곡선이다.[71] 분해 시작 후 2일이 되기 전에 보호 성능을 대부분 잃은 대두 밀랍, 소귀나무 밀랍과 다르게 칸데리라 밀랍은 약 10일까지 내부 Mg 도선을 안정하게 보호하였다.[71] 질량 분광 연동 기체 크로마토그래피(Gas chromatography coupled with mass spectroscopy, GC-MS) 분석 결과, 칸데리라 밀랍 내 포화 탄화 수소 사슬의 수가 나머지 둘에 비해 높았으며, 안정한 봉지막 보호는 소수성 사슬의 방해에 의한 낮은 수분 흡수력에서 비롯됨이 확인 되었다.[71]

Fig. 6(b)는 칸데리라 밀랍을 이용하여 마이크로-발광다이오드(Micro-light emitting diode, μ-LED) 소자와 그 주변부를 봉지막 보호한 것이다.[71] LED는 상업적으로 판매되는 비분해성 전자소자이며, 다이오드 채널에 전력을 공급하는 Mo 도선과 Mg RF 코일(~50 μm)의 분해 여부를 시각적으로 판별하기 위해 사용되었다.[71] 기판은 생분해 고분자인 PLGA를 사용하였다.[71] 75ºC에서 용융시킨 칸데리라 밀랍은 드랍 캐스팅(Drop casting)을 통해 상온 응고되어 두께 약 300 μm의 보호 봉지막으로 완성된다.[71] 칸데리라 밀랍 내부 Mg RF 코일을 통해 봉지막 보호된 LED 소자를 원격으로 동작시킬 수 있으며, 상온 PBS 용액 안에서 소자의 Mg RF 코일과 Mo 도선의 저항은 칸데리라 밀랍에 의해 약 15일 간 안정된 상태로 유지된다.[71]

PBTPA는 보호 봉지막으로 사용할 수 있는 소수성 고분자의 다른 예이다.[65] PBTPA는 물과 효소에 의해 가수분해가 가능하며, 높은 표면 침식 특성은 봉지막 보호의 안정성을 증가시킨다.[77] PBTPA는 세 가지 단량체인 4-펜테노익 언하이드라이드(4-pentenoic anhydride, 4PA), 트라리아릴 - 트라이아질 - 트라이온 (Triallyl-triazine-trione, TTT), 뷰테인다이싸이올 (Butanedithiol, BDT)로 이루어져 있으며, 싸이올 말단기를 가진 BDT에 의해 PBTPA는 자외선 만으로도 간단히 광중합(Photopolymerization)될 수 있다.[77] PBTPA를 이루는 각 분자간 비율에 따라 사용 목적과 기간에 맞는 물질 특성을 조절 하는 것이 가능하다.[77] Fig. 6(c)는 물 침투성을 매우 낮게 조절한 PBTPA (4PA: TTT: BDT = 1: 4: 7)를 여러 두께(100~600 μm)로 제작하여 37ºC PBS 용액 내 Mg 도선(~320 nm)을 보호한

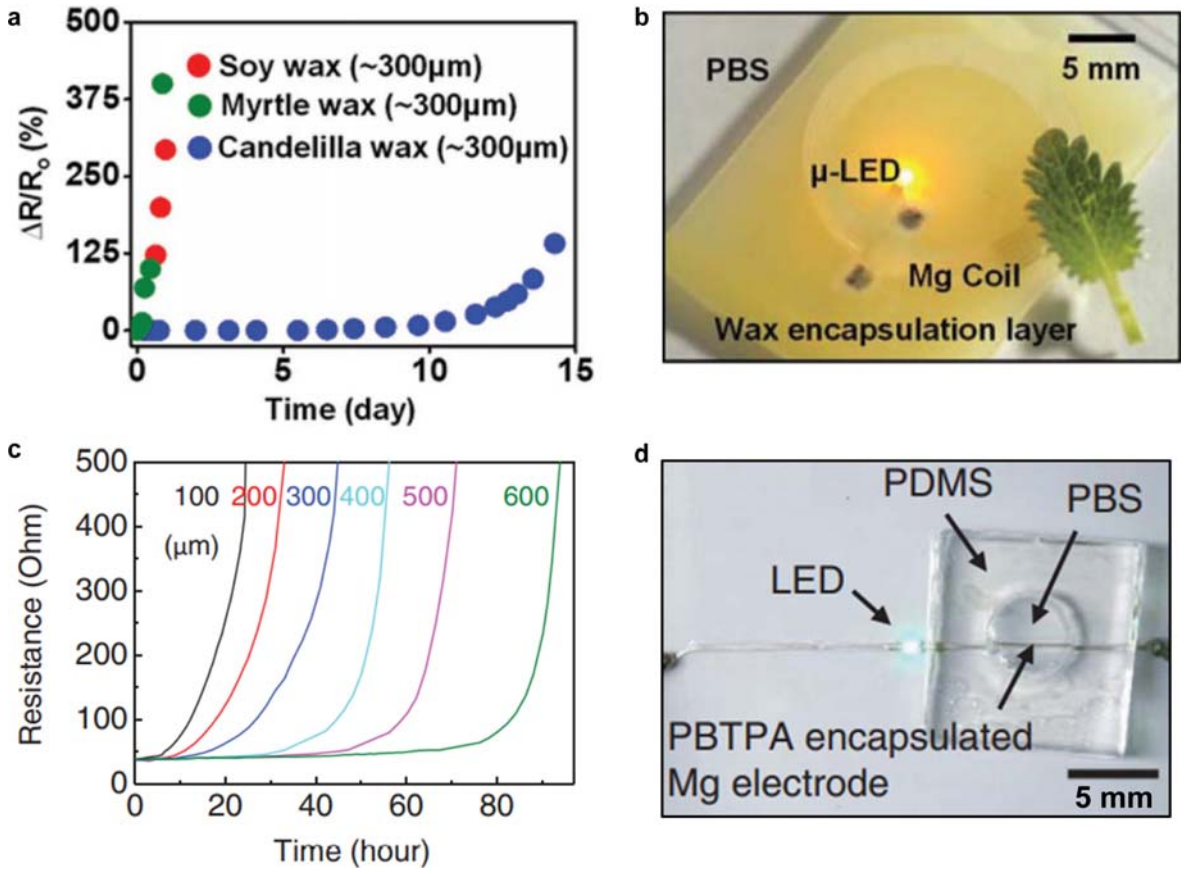


Fig. 6. Examples of organic encapsulation research: (a) Encapsulate performance comparison among soy wax, myrtle wax, and candelilla wax of the same thickness (~300 μm). Adapted with permission from Ref. 71. © 2018 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (b) Candelilla wax encapsulation for micro light-emitting diode and its Mg coil in room temperature PBS solution. Adapted with permission from Ref. 71. © 2018 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (c) Encapsulate performance comparison of PBTPA (4PA: TTT: BDT = 1: 4: 7) encapsulant of various thicknesses (100~600 μm) in 37°C PBS solution. Adapted with permission from Ref. 77. © 2020 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (d) PBTPA (500 μm thick, 4PA: TTT: BDT = 1: 4: 7) encapsulation for Mg electrode (~50 μm thick) in 37°C PBS solution in PDMS well with LED linkage for encapsulating assessment. Adapted with permission from Ref. 77. © 2020 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim

후 저항 변화를 측정한 그래프이다.[77] 가장 얇은 두께인 100 μm의 PBTPA로 보호한 도선은 6시간 이전에 분해가 시작되어 저항이 상승하였다.[77] 600 μm PBTPA로 보호된 도선은 80시간까지 안정한 저항값을 용액 내에서 유지하였다.[77]

같은 혼합 조건의 1: 4: 7 PBTPA(두께 500 μm)를 Fig. 6(d)와 같이 LED 소자의 전력을 공급하는 Mg 도선(두께 ~50 μm)을 봉지막 보호하였다.[77] PDMS 우물에는 37°C PBS 용액이 PBTPA봉지막과 Mg 도선을 분해하며, LED 동작을 통해 도선의 저항 변화를 시각화 하였다.[77] LED의 발광은 분해 시작 후 약 60일까지 안정된 상태로 유지가 되었다.[77]

3. 결 론

전자소자를 영구적으로 존재하지 않고 쉽게 제거하려는 발상의 전환은 가수 분해되어 없어질 수 있는 새로운 개념의 전자소자인 트랜지언트 전자소자를 탄생시켰다. 특히 Si 반도체 기반의 트랜지언트 소자는 기존 Si 산업 기술의 이식과 공정 기술 전반의 변용이 용이하여 성능 측면에서도 기존 소자들과 비교하여 부족하지 않을 뿐 더러 의료 목적의 삽입 등 다양한 산업에 활용될 가치가 높아 앞으로의 발전이 기대되는 분야이다. 기존 전자소자와 마찬가지로 소자의 신뢰도는 트랜지언트 소자의 수용액 상 동작 안정을 위해 매우 중요한 이슈이며, 이를 위해 소자를 무기물 혹은 유기물 기반의 봉지막으로 보호하는 연구가 많이 진행되었다. 봉지막으로 보호받는 트랜지언트 소자는 안정된 동작 상태로 활용된 이후 빠르게 분해되는 이 단계 동작을 수행하는 것이 가능하게 되었다. 봉지막 보호를 통해 물 침투를 방지하는 트랜지언트 소자의 패키징 전략이 소자 안정성, 수명, 분해 기능에 관한 신뢰도를 효과적으로 확보하였음에도 불구하고 내부 소자와 봉지막의 분해 거동 간 차이가 만들어내는 수용액 내 동작 불안정성은 여전히 중요한 이슈이다. 보

호 봉지막으로 활용되는 물질이 가수 분해 시 보이는 수분 팽창과 결함 발생 역시 풀어야 할 숙제이며, 봉지막으로 활용될 만한 물질군에 대한 확장과 추가적인 탐구 또한 필요해 보인다. 기존 전자소자가 수행하였던 복잡하고 정교한 연산을 위해 트랜지언트 소자의 집적(Integration) 공정 연구도 많은 부분 발전이 필요하다. 트랜지언트 집적 소자의 분해 거동은 결합되기 전의 소자와 다를 수 있기 때문에, 통합된 소자 칩의 분해 거동 및 동역학에 대한 고찰이 추가적으로 요구되며, 이러한 과정에 필요한 상호 연락자(Interconnector) 물질 분해와 연결 방식의 개선이 요구될 것이다. 체내 생분해가 가능하다는 점, 가수 분해 재활용이 가능하다는 점, 처리 비용이 적다는 점은 기존의 전자소자들이 당면한 기술적 이슈를 우회하여 트랜지언트 소자가 미래 산업의 핵심 기술로도 자리 잡을 수 있다는 가능성을 시사한다. 소자 물질의 더욱 정교한 분해 거동 조절 연구와 핵심 부품의 성능을 향상시킬 새로운 물질의 발견은 트랜지언트 소자의 활용 영역을 앞으로도 더욱 확장시킬 것으로 기대된다.

감사의 글

이 연구는 서울대학교 신임교수 연구정착금으로 지원되는 연구비와 서울대학교 창의선도 신진연구자 지원사업의 지원을 받아 수행되었음

References

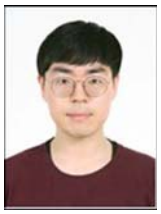
1. A. J. Jara, M. A. Zamora and A. F. G. Skarmeta, “An internet of things–based personal device for diabetes therapy management in ambient assisted living (AAL)”, Pers. Ubiquit. Comput., 15(4), 431 (2011).
2. I. Lee and K. Lee, “The Internet of Things (IoT): Applications, investments, and challenges for enterprises”, Bus. Horiz., 58(4), 431 (2015).
3. M. Chiang and T. Zhang, “Fog and IoT: An Overview of Research Opportunities”, IEEE Internet Things J., 3(6), 854 (2016).
4. X. Yu, Z. Xie, Y. Yu, J. Lee, A. Vazquez-Guardado, H. Luan, J. Ruban, X. Ning, A. Akhtar, D. Li, B. Ji, Y. Liu, R. Sun, J. Cao, Q. Huo, Y. Zhong, C. Lee, S. Kim, P. Gutruf, C. Zhang, Y. Xue, Q. Guo, A. Chempakasseril, P. Tian, W. Lu, J. Jeong, Y. Yu, J. Cornman, C. Tan, B. Kim, K. Lee, X. Feng, Y. Huang and J. A. Rogers, “Skin-integrated wireless haptic interfaces for virtual and augmented reality”, Nature, 575 (7783), 473 (2019).
5. J. Hu, P. Bhowmick, F. Arvin, A. Lanzon and B. Lennox, “Cooperative Control of Heterogeneous Connected Vehicle Platoons: An Adaptive Leader-Following Approach”, IEEE Robot. Autom. Lett., 5(2), 977 (2020).
6. Z. Zou, C. Zhu, Y. Li, X. Lei, W. Zhang and J. Xiao, “Rehealable, fully recyclable, and malleable electronic skin enabled by dynamic covalent thermoset nanocomposite”, Sci. Adv., 4(2), eaaq0508 (2018).
7. J. Srinivasan, S. V. Adve, P. Bose, and J. A. Rivers, “Life time reliability: Toward an architectural solution”, IEEE Micro, 25(3), 70 (2005)
8. D. H. Lee, C. H. Kim, J. Youn and J. Jeong, “Evaluation methods for long-term reliability of polymer-based implantable biomedical devices”, Biomed. Eng. Lett., (2021).
9. S. Yang, D. Xiang, A. Bryant, P. Mawby, L. Ran and P. Tavner, “Condition Monitoring for Device Reliability in Power Electronic Converters: A Review”, IEEE Trans. Power Electron., 25(11), 2734 (2010).
10. H. Zhang, “Reliability and lifetime prediction of LED drivers”, 2017 14th China International Forum on Solid State Lighting: International Forum on Wide Bandgap Semiconductors China (SSLChina: IFWS) (2017).
11. J. Srinivasan, S. V. Adve, P. Bose and J. A. Rivers, “The case for lifetime reliability-aware microprocessors”, Proceedings. 31st Annual International Symposium on Computer Architecture (2004).
12. D. Ibanescu, D. Cailean Gavrilescu, C. Teodosiu and S. Fiore, “Assessment of the waste electrical and electronic equipment management systems profile and sustainability in developed and developing European Union countries”, Waste. Manag., 73, 39 (2018).
13. B. Debnath, R. Roychoudhuri and S. K. Ghosh, “E-Waste Management – A Potential Route to Green Computing”, Procedia Environ. Sci., 35, 669 (2016).
14. K. Nomura, H. Ohta, A. Takagi, T. Kamiya, M. Hirano and H. Hosono, “Room-temperature fabrication of transparent flexible thin-film transistors using amorphous oxide semiconductors”, Nature, 432(7016), 488 (2004).
15. W. Gao, S. Emaminejad, H. Y. Y. Nyein, S. Challa, K. Chen, A. Peck, H. M. Fahad, H. Ota, H. Shiraki, D. Kiriya, D. H. Lien, G. A. Brooks, R. W. Davis and A. Javey, “Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis”, Nature, 529(7587), 509 (2016).
16. S. W. Hwang, D. H. Kim, H. Tao, T. i. Kim, S. Kim, K. J. Yu, B. Panilaitis, J. W. Jeong, J.-K. Song, F. G. Omenetto and J. A. Rogers, “Materials and Fabrication Processes for Transient and Bioresorbable High-Performance Electronics”, Adv. Funct. Mater., 23(33), 4087 (2013).
17. S. K. Kang, L. Yin and C. Bettinger, “The emergence of transient electronic devices”, MRS Bull., 45(2), 87 (2020).
18. S. W. Hwang, H. Tao, D. H. Kim, H. Cheng, J. K. Song, E. Rill, M. A. Brenckle, B. Panilaitis, S. M. Won, Y. S. Kim, Y. M. Song, K. J. Yu, A. Ameen, R. Li, Y. Su, M. Yang, D. L. Kaplan, M. R. Zakin, M. J. Slepian, Y. Huang, F. G. Omenetto and J. A. Rogers, “A Physically Transient Form of Silicon Electronics”, Science, 337(6102), 1640 (2012).
19. S. W. Hwang, X. Huang, J. H. Seo, J. K. Song, S. Kim, S. Hage-Ali, H. J. Chung, H. Tao, F. G. Omenetto, Z. Ma and J. A. Rogers, “Materials for bioresorbable radio frequency electronics”, Adv. Mater., 25(26), 3526 (2013).
20. C. H. Lee, H. Kim, D. V. Harburg, G. Park, Y. Ma, T. Pan, J. S. Kim, N. Y. Lee, B. H. Kim, K. I. Jang, S. K. Kang, Y. Huang, J. Kim, K. M. Lee, C. Leal and J. A. Rogers, “Biological lipid membranes for on-demand, wireless drug delivery from thin, bioresorbable electronic implants”, NPG Asia Mater, 7 (2015).
21. S. K. Kang, R. K. Murphy, S. W. Hwang, S. M. Lee, D. V. Harburg, N. A. Krueger, J. Shin, P. Gamble, H. Cheng, S. Yu,

Z. Liu, J. G. McCall, M. Stephen, H. Ying, J. Kim, G. Park, R. C. Webb, C. H. Lee, S. Chung, D. S. Wie, A. D. Gujar, B. Vemulapalli, A. H. Kim, K. M. Lee, J. Cheng, Y. Huang, S. H. Lee, P. V. Braun, W. Z. Ray and J. A. Rogers, "Bioresorbable silicon electronic sensors for the brain", Nature, 530(7588), 71 (2016).
22. K. J. Yu, D. Kuzum, S. W. Hwang, B. H. Kim, H. Juul, N. H. Kim, S. M. Won, K. Chiang, M. Trumpis, A. G. Richardson, H. Cheng, H. Fang, M. Thomson, H. Bink, D. Talos, K. J. Seo, H. N. Lee, S. K. Kang, J. H. Kim, J. Y. Lee, Y. Huang, F. E. Jensen, M. A. Dichter, T. H. Lucas, J. Viventi, B. Litt and J. A. Rogers, "Bioresorbable silicon electronics for transient spatiotemporal mapping of electrical activity from the cerebral cortex", Nat. Mater., 15(7), 782 (2016).
23. J. Koo, S. B. Kim, Y. S. Choi, Z. Xie, A. J. Bandodkar, J. Khalifeh, Y. Yan, H. Kim, M. K. Pezhouh, K. Doty, G. Lee, Y.-Y. Chen, S. M. Lee, D. D'Andrea, K. Jung, K. Lee, K. Li, S. Jo, H. Wang, J.-H. Kim, J. Kim, S.-G. Choi, W. J. Jang, Y. S. Oh, I. Park, S. S. Kwak, J.-H. Park, D. Hong, X. Feng, C.-H. Lee, A. Banks, C. Leal, H. M. Lee, Y. Huang, C. K. Franz, W. Z. Ray, M. MacEwan, S.-K. Kang and J. A. Rogers, "Wirelessly controlled, bioresorbable drug delivery device with active valves that exploit electrochemically triggered crevice corrosion", Sci. Adv., 6(35), eabb1093 (2020).
24. Y. S. Choi, Y. Y. Hsueh, J. Koo, Q. Yang, R. Avila, B. Hu, Z. Xie, G. Lee, Z. Ning, C. Liu, Y. Xu, Y. J. Lee, W. Zhao, J. Fang, Y. Deng, S. M. Lee, A. Vazquez-Guardado, I. Stepien, Y. Yan, J. W. Song, C. Haney, Y. S. Oh, W. Liu, H. J. Yoon, A. Banks, M. R. MacEwan, G. A. Ameer, W. Z. Ray, Y. Huang, T. Xie, C. K. Franz, S. Li and J. A. Rogers, "Stretchable, dynamic covalent polymers for soft, long-lived bioresorbable electronic stimulators designed to facilitate neuromuscular regeneration", Nat. Commun., 11(1), 5990 (2020).
25. S. K. Kang, J. Koo, Y. K. Lee and J. A. Rogers, "Advanced Materials and Devices for Bioresorbable Electronics", Acc. Chem. Res., 51(5), 988 (2018).
26. S. K. Kang, S.-W. Hwang, H. Cheng, S. Yu, B. H. Kim, J. H. Kim, Y. Huang and J. A. Rogers, "Dissolution Behaviors and Applications of Silicon Oxides and Nitrides in Transient Electronics", Adv. Funct. Mater., 24(28), 4427 (2014).
27. R. Singh, M. J. Bathaei, E. Istif and L. Beker, "A Review of Bioresorbable Implantable Medical Devices: Materials, Fabrication, and Implementation", Adv. Healthc. Mater., 9(18), e2000790 (2020).
28. S. Watanabe, N. Nakayama and T. Ito, "Homogeneous hydrogen-terminated Si(111) surface formed using aqueous HF solution and water", Appl. Phys. Lett., 59(12), 1458 (1991).
29. L. Yin, A. B. Farimani, K. Min, N. Vishal, J. Lam, Y. K. Lee, N. R. Aluru and J. A. Rogers, "Mechanisms for hydrolysis of silicon nanomembranes as used in bioresorbable electronics", Adv. Mater., 27(11), 1857 (2015).
30. Y. K. Lee, K. J. Yu, E. Song, A. Barati Farimani, F. Vitale, Z. Xie, Y. Yoon, Y. Kim, A. Richardson, H. Luan, Y. Wu, X. Xie, T. H. Lucas, K. Crawford, Y. Mei, X. Feng, Y. Huang, B. Litt, N. R. Aluru, L. Yin and J. A. Rogers, "Dissolution of Monocrystalline Silicon Nanomembranes and Their Use as Encapsulation Layers and Electrical Interfaces in Water-Soluble Electronics", ACS Nano, 11(12), 12562 (2017).
31. S. J. Sofia, V. Premnath and E. W. Merrill, "Poly(ethylene oxide) Grafted to Silicon Surfaces: Grafting Density and Protein Adsorption", Macromolecules, 31(15), 5059 (1998).
32. P. M. Dove, N. Han and J. J. De Yoreo, "Mechanisms of classical crystal growth theory explain quartz and silicate dissolution behavior", Proc. Natl. Acad. Sci., 102(43), 15357 (2005).
33. S. W. Hwang, G. Park, H. Cheng, J. K. Song, S. K. Kang, L. Yin, J. H. Kim, F. G. Omenetto, Y. Huang, K. M. Lee and J. A. Rogers, "25th anniversary article: materials for high-performance biodegradable semiconductor devices", Adv. Mater., 26(13), 1992 (2014).
34. H. Seidel, L. Csepregi, A. Heuberger and H. Baumgärtel, "Anisotropic Etching of Crystalline Silicon in Alkaline Solutions: I. Orientation Dependence and Behavior of Passivation Layers", J. Electrochem. Soc., 137(11), 3612 (1990).
35. W. Worley, "Dissolution kinetics and mechanisms in quartz- and grainite-water systems," in Ph.D. Thesis, pp 9-231, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts (1994).
36. J. P. Icenhower and P. M. Dove, "The dissolution kinetics of amorphous silica into sodium chloride solutions: effects of temperature and ionic strength", Geochim. Cosmochim. Acta., 64(24), 4193 (2000).
37. S. W. Hwang, C. H. Lee, H. Cheng, J. W. Jeong, S. K. Kang, J. H. Kim, J. Shin, J. Yang, Z. Liu, G. A. Ameer, Y. Huang and J. A. Rogers, "Biodegradable elastomers and silicon nanomembranes/nanoribbons for stretchable, transient electronics, and biosensors", Nano Lett, 15(5), 2801 (2015).
38. R. Li, H. Cheng, Y. Su, S. W. Hwang, L. Yin, H. Tao, M. A. Brenckle, D. H. Kim, F. G. Omenetto, J. A. Rogers and Y. Huang, "An Analytical Model of Reactive Diffusion for Transient Electronics", Adv. Funct. Mater., 23(24), 3106 (2013).
39. R. C. Jaeger, Introduction to microelectronic fabrication, 2nd Ed., Prentice Hall, NJ (2002)
40. M. F. Ceiler, P. A. Kohl and S. A. Bidstrup, "Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition of Silicon Dioxide Deposited at Low Temperatures", J. Electrochem. Soc., 142(6), 2067 (1995).
41. D. S. Allam and K. E. G. Pitt, "The structure of evaporated silicon oxide films and its effect on the electrical and optical properties", Thin Solid Films, 1(4), 245 (1968).
42. L. Yin, H. Cheng, S. Mao, R. Haasch, Y. Liu, X. Xie, S.-W. Hwang, H. Jain, S. K. Kang, Y. Su, R. Li, Y. Huang and J. A. Rogers, "Dissolvable Metals for Transient Electronics", Adv. Funct. Mater., 24(5), 645 (2014).
43. J. Y. Bae, E. J. Gwak, G. S. Hwang, H. W. Hwang, D. J. Lee, J. S. Lee, Y. C. Joo, J. Y. Sun, S. H. Jun, M. R. Ok, J. Y. Kim and S. K. Kang, "Biodegradable Metallic Glass for Stretchable Transient Electronics", Adv. Sci., 8(10) (2021).
44. O. Fruhwirth, G. W. Herzog, I. Hollerer and A. Rachetti, "Dissolution and hydration kinetics of MgO", Surf. Technol., 24(3), 301 (1985).
45. Y. Wang, D. D. Rudym, A. Walsh, L. Abrahamsen, H. J. Kim, H. S. Kim, C. Kirker-Head and D. L. Kaplan, "In vivo degradation of three-dimensional silk fibroin scaffolds", Biomaterials, 29(24-25), 3415 (2008).
46. B. Liu, Y. W. Song, L. Jin, Z. J. Wang, D. Y. Pu, S. Q. Lin, C. Zhou, H. J. You, Y. Ma, J. M. Li, L. Yang, K. L. Sung and Y. G. Zhang, "Silk structure and degradation", Colloids Surface B, 131, 122 (2015).
47. S. W. Hwang, J. K. Song, X. Huang, H. Cheng, S. K. Kang, B. H. Kim, J. H. Kim, S. Yu, Y. Huang and J. A. Rogers, "High-performance biodegradable/transient electronics on biodegradable polymers", Adv. Mater., 26(23), 3905 (2014).

48. S. Santra, P. K. Guha, S. Z. Ali, I. Haneef and F. Udrea, “Silicon on Insulator Diode Temperature Sensor– A Detailed Analysis for Ultra-High Temperature Operation”, IEEE Sens. J., 10(5), 997 (2010).
49. L. Hall-Stoodley, J. W. Costerton and P. Stoodley, “Bacterial biofilms: from the natural environment to infectious diseases”, Nat. Rev. Microbiol., 2(2), 95 (2004).
50. J. R. Daube, D. I. Rubin, Clinical Neurophysiology, 3rd Ed., Oxford University Press (2009)
51. A. L. Chamis, G. E. Peterson, C. H. Cabell, G. R. Corey, R. A. Sorrentino, R. A. Greenfield, T. Ryan, L. B. Reller and V. G. Fowler, Jr., “Staphylococcus aureus bacteremia in patients with permanent pacemakers or implantable cardioverter-defibrillators”, Circulation, 104(9), 1029 (2001).
52. K. Ott, E. Tarlov, R. Crowell and N. Papadakis, “Retained intracranial metallic foreign bodies”, J Neurosurg., 44(1), 80 (1976).
53. C. M. Boutry, H. Chandrahalim, P. Streit, M. Schinhammer, A. C. Hanzi and C. Hierold, “Towards biodegradable wireless implants”, Philos. Trans. A. Math. Phys. Eng. Sci., 370(1967), 2418 (2012).
54. G. V. Vajramani, G. Jones, R. Bayston and W. P. Gray, “Persistent and intractable ventriculitis due to retained ventricular catheters”, Br. J. Neurosurg., 19(6), 496 (2005).
55. M. Maytin, L. M. Epstein and C. A. Henrikson, “Lead extraction is preferred for lead revisions and system upgrades: when less is more”, Circ. Arrhythm. Electrophysiol., 3(4), 413 (2010).
56. H. Tao, S. W. Hwang, B. Marelli, B. An, J. E. Moreau, M. Yang, M. A. Brenckle, S. Kim, D. L. Kaplan, J. A. Rogers and F. G. Omenetto, “Silk-based resorbable electronic devices for remotely controlled therapy and in vivo infection abatement”, Proc. Natl. Acad. Sci., 111(49), 17385 (2014).
57. N. Carney, A. M. Totten, C. O'Reilly, J. S. Ullman, G. W. Hawryluk, M. J. Bell, S. L. Bratton, R. Chesnut, O. A. Harris, N. Kissoon, A. M. Rubiano, L. Shutter, R. C. Tasker, M. S. Vavilala, J. Wilberger, D. W. Wright and J. Ghajar, “Guidelines for the Management of Severe Traumatic Brain Injury, Fourth Edition”, Neurosurgery, 80(1), 6 (2017).
58. M. E. Brogan and E. M. Manno, “Treatment of malignant brain edema and increased intracranial pressure after stroke”, Curr. Treat. Options. Neurol., 17(1), 327 (2015).
59. E. Niedermeyer, F. H. Lopes da Silva, Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 5th Ed., Lippincott Williams & Wilkins (2005)
60. W. C. Stacey and B. Litt, “Technology insight: neuroengineering and epilepsy-designing devices for seizure control”, Nat. Clin. Pract. Neurol., 4(4), 190 (2008).
61. R. Saha, N. Jackson, C. Patel and J. Muthuswamy, “Highly doped polycrystalline silicon microelectrodes reduce noise in neuronal recordings in vivo”, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng., 18(5), 489 (2010).
62. L. Wang, C. Lu, S. Yang, P. Sun, Y. Wang, Y. Guan, S. Liu, D. Cheng, H. Meng, Q. Wang, J. He, H. Hou, H. Li, W. Lu, Y. Zhao, J. Wang, Y. Zhu, Y. Li, D. Luo, T. Li, H. Chen, S. Wang, X. Sheng, W. Xiong, X. Wang, J. Peng and L. Yin, “A fully biodegradable and self-electrified device for neuroregenerative medicine”, Sci. Adv., 6(50), eabc6686 (2020).
63. Y. Choi, K. Park, H. Choi, D. Son and M. Shin, “Self-Healing, Stretchable, Biocompatible, and Conductive Alginate Hydrogels through Dynamic Covalent Bonds for Implantable Electronics”, Polymers (Basel), 13(7) (2021).
64. K. Veltri, J. M. Kwiecien, W. Minet, M. Fahnestock and J. R. Bain, “Contribution of the Distal Nerve Sheath to Nerve and Muscle Preservation Following Denervation and Sensory Protection”, J Reconstr. Microsurg., 21(01), 57 (2005).
65. S. Y. Fu and T. Gordon, “The cellular and molecular basis of peripheral nerve regeneration”, Mol. Neurobiol., 14(1), 67 (1997).
66. D. H. Kim, Y. J. Cho, R. L. Tiel and D. G. Kline, “Outcomes of surgery in 1019 brachial plexus lesions treated at Louisiana State University Health Sciences Center”, J Neurosurg., 98(5), 1005 (2003).
67. J. A. Babcock, S. G. Balster, A. Pinto, C. Dirnecker, P. Steinmann, R. Jumpertz and B. El-Kareh, “Analog characteristics of metal-insulator-metal capacitors using PECVD nitride dielectrics”, IEEE Electron Device Lett., 22(5), 230 (2001).
68. Y. C. Lin, Q. K. Le, L. W. Lai, R. M. Liao, M. S. Jeng and D. S. Liu, “Optimizing The Organic/Inorganic Barrier Structure For Flexible Plastic Substrate Encapsulation”, Int. j. eng. innov. technol., 2 (2012).
69. R. Sang, H. Zhang, L. Long, Z. Hua, J. Yu, B. Wei, X. Wu, T. Feng and J. Zhang, “Thin film encapsulation for OLED display using silicon nitride and silicon oxide composite film”, 2011 12th International Conference on Electronic Packaging Technology and High Density Packaging, (2011).
70. J. J. W. M. Rosink, H. Lifka, G. H. Rietjens and A. Pierik, “34.1: Ultra-Thin Encapsulation for Large-Area OLED Displays”, SID Symposium Digest of Technical Papers, 36(1), 1272 (2005).
71. S. M. Won, J. Koo, K. E. Crawford, A. D. Mickle, Y. Xue, S. Min, L. A. McIlvried, Y. Yan, S. B. Kim, S. M. Lee, B. H. Kim, H. Jang, M. R. MacEwan, Y. Huang, R. W. Gereau and J. A. Rogers, “Natural Wax for Transient Electronics”, Adv. Funct. Mater., 28(32) (2018).
72. S. K. Kang, S. W. Hwang, S. Yu, J. H. Seo, E. A. Corbin, J. Shin, D. S. Wie, R. Bashir, Z. Ma and J. A. Rogers, “Biodegradable Thin Metal Foils and Spin-On Glass Materials for Transient Electronics”, Adv. Funct. Mater., 25(12), 1789 (2015).
73. Y. Finer and J. P. Santerre, “Salivary Esterase Activity and Its Association with the Biodegradation of Dental Composites”, J. Dent. Res., 83(1), 22 (2004).
74. S. Li, L. Liu, H. Garreau and M. Vert, “Lipase-Catalyzed Biodegradation of Poly(ε-caprolactone) Blended with Various Polylactide-Based Polymers”, Biomacromolecules, 4(2), 372 (2003).
75. R. Rojas Molina, M. De León Zapata, S. Saucedo, M. Aguilar and C. Aguilar, “Chemical and structural characterization of Candelilla (Euphorbia antisyphilitica Zucc.)”, J. Med. Plant Res., 7, 702 (2013).
76. H. C. Chen, C.-H. Kuo, H. H. Chen, Y.-C. Liu and C. J. Shieh, “Optimization of Enzymatic Synthesis of Cetyl 2-Ethylhexanoate by Novozym® 435”, J Am Oil Chem Soc, 88(12), 1917 (2011).
77. Y. S. Choi, J. Koo, Y. J. Lee, G. Lee, R. Avila, H. Ying, J. Reeder, L. Hambitzer, K. Im, J. Kim, K. M. Lee, J. Cheng, Y. Huang, S. K. Kang and J. A. Rogers, “Biodegradable Polyanhydrides as Encapsulation Layers for Transient Electronics”, Adv. Funct. Mater., 30(31) (2020).
78. W. Bai, J. Shin, R. Fu, I. Kandela, D. Lu, X. Ni, Y. Park, Z.

Liu, T. Hang, D. Wu, Y. Liu, C. R. Haney, I. Stepien, Q. Yang, J. Zhao, K. R. Nandoliya, H. Zhang, X. Sheng, L. Yin, K. M. Renaris, A. Brikha, F. Aird, M. Pezhouh, J. Hornick, W. Zhou and J. A. Rogers, “Bioresorbable photonic devices for the spectroscopic characterization of physiological status and neural activity”, Nat. Biomed. Eng., 3, 644 (2019)

• 강승균
• 서울대학교 재료공학부/신소재 공동연구소
• 생분해성 전자소재, 유연 신축 소자,
복합 환경 신뢰성, 3D 전자소자
• E-mail: kskg7227@snu.ac.kr



• 문준민
• 서울대학교 재료공학부
• 생체 인터페이스 전자 공학
• E-mail: moonkevin@snu.ac.kr