

웨어러블 패키징용 Polydimethylsiloxane (PDMS) 신축성 기판의 강성도 변화거동

최정열 · 박대웅 · 오태성[†]

홍익대학교 공과대학 신소재공학과

Variation of Elastic Stiffness of Polydimethylsiloxane (PDMS) Stretchable Substrates for Wearable Packaging Applications

Jung-Yeol Choi, Dae-Woong Park and Tae Sung Oh[†]

Department of Materials Science and Engineering, Hongik University, Sangsu-dong, Mapo-gu, Seoul 121-791, Korea

(2014년 12월 19일 접수: 2014년 12월 26일 수정: 2014년 12월 29일 게재확정)

초 록: 웨어러블 패키징용 신축성 기판을 개발하기 위해 투명한 PDMS인 Sylgard 184와 검정색 PDMS인 Sylgard 170에 대해 base/curing agent 혼합비에 따른 탄성계수의 변화거동을 분석하였다. Sylgard 184와 Sylgard 170의 공칭응력-공칭변형률 곡선에서 구한 공칭탄성계수에 비해 진응력-진변형률 관계로부터 구한 진탄성계수가 2배 이상 높았으며, 진탄성계수와 공칭탄성계수의 차이는 PDMS의 강성도가 높아질수록 증가하였다. Sylgard 184에서는 base/curing agent의 혼합비가 10일 때 탄성계수의 최대값을 얻을 수 있었으며, 이때 공칭탄성계수는 1.74 MPa, 진탄성계수는 3.57 MPa이었다. Sylgard 170에서는 base/curing agent 혼합비가 2일 때 탄성계수가 최대가 되었으며, 이때 공칭탄성계수와 진탄성계수는 각각 1.51 MPa와 3.64 MPa이었다.

Abstract: In order to develop stretchable substrates for wearable packaging applications, the variation behavior of elastic modulus was evaluated for transparent PDMS Sylgard 184 and black PDMS Sylgard 170 as a function of the base/curing agent mixing ratio. Both for Sylgard 184 and Sylgard 170, the true elastic modulus evaluated on a true stress-true strain curve was higher more than two times compared to the engineering elastic modulus obtained from an engineering stress-engineering strain curve, and their difference became larger with increasing the stiffness of the PDMS. Sylgard 184 exhibited a maximum engineering elastic modulus of 1.74 MPa and a maximum true elastic modulus of 3.57 MPa at the base/curing agent mixing ratio of 10. A maximum engineering elastic modulus of 1.51 MPa and a maximum true elastic modulus of 3.64 MPa were obtained for Sylgard 170 at the base/curing agent mixing ratio of 2.

Keywords: Wearable devices, Wearable packaging, Stretchable substrate, PDMS, Stiffness, Elastic modulus

1. 서 론

Macworld 2007에서 Steve Jobs가 당시로서는 혁명적인 제품이라 할 수 있는 iPhone을 발표한 이래 휴대폰 시장이 급격히 스마트폰 중심으로 개편되었으며, 이후 스마트폰 기술이 정보통신기술(ICT) 산업의 발전을 이끄는 견인차 역할을 해왔다.^{1,2)} 그러나 최근 스마트폰 기술의 혁신성이 정체됨에 따라 스마트폰의 세계시장 성장률이 크게 낮아질 것으로 예측되고 있다. 이와 더불어 스마트폰 시장이 저가 스마트폰을 중심으로 평균 판매가격이 지속적으로 낮아짐에 따라 스마트폰 기술이 ICT 산업의 지속적인 성장을 이끌 추진력을 상실할 조짐을 보이고 있

다. 이에 따라 스마트폰을 대신하여 ICT 산업을 이끌 새로운 성장동력으로서 사물인터넷(Internet of Things: IoT)과 더불어 웨어러블 디바이스가 크게 각광을 받고 있다.²⁻¹²⁾

웨어러블 디바이스의 패키징 기술동향은 딱딱한 기판에 전자부품들을 실장하던 초기 제품에서 bending이 가능한 유연 제품을 거쳐 궁극적으로는 형상자유도를 현저히 향상시킬 수 있도록 탄성변형이 가능한 신축 제품으로 발전하고 있다.²⁻¹²⁾ 신축성 디바이스로는 외형 디자인이 자유로운 대면적 순응형 디스플레이(large-area conformable display), 구형 기판에 focal plane 어레이가 구비되어 있는 전자 눈(electronic eyes), 밴딩 액츄에이터와 같이 삼차원 굴곡 표면을 갖는 전자소자들과 더불어, 헬스 모니터링

[†]Corresponding author
E-mail: ohts@hongik.ac.kr

© 2014, 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.

시스템, 인공 센싱 피부(synthetic sensitive skins), 생의학 전극과 같은 의료 전자소자 및 스마트 의류와 같은 e-textile이 있다.²⁻¹³⁾ 신축성 디바이스를 플렉시블 디바이스와 비교하면 플렉시블 디바이스의 용도가 벽이나 종이와 같은 얇고 가볍지만 편평하거나 단순 굽힘만이 가능한 기판에 제한되는데 반해, 신축성 디바이스는 임의의 형태로 굴곡된 표면을 갖는 대면적 디스플레이 및 로봇 팔의 조인트와 같이 움직이는 부위에도 사용이 가능하기 때문에 응용 분야를 크게 확대하는 것이 가능하게 된다.⁷⁾

신축성 웨어러블 디바이스를 구성하는데 필요한 신축성 기판으로는 일반적으로 silicone 계열의 고분자인 polydimethylsiloxane(PDMS)이 사용되고 있다.^{3,14-16)} PDMS는 backbone이 Si-O 결합으로 이루어져 있는데, Si-O 결합 에너지는 -622 kJ/mole로 일반적인 고분자의 C-C backbone 결합에너지인 -100 kJ/mole에 비해 매우 낮기 때문에 일반 고분자에 비해 열과 화학반응에 대해 안정적인 특성을 나타낸다.¹⁷⁾ 또한 제조방법이 간단하며 가격이 Si 웨이퍼에 비해 저렴하고, 인체에 무해하며 유전상수가 낮고 신축성이 우수하며, 유리전이온도 T_g 가 -125°C로 저온에서도 유연성이 유지되기 때문에¹⁸⁻²⁰⁾ PDMS는 신축성 기판재료로 적용하기에 적합한 특성들을 지니고 있다. 이와 같은 특성에 기인하여 PDMS를 microfluidics용 microelectromechanical system(MEMS) 소자나 lab-on-a-chip 소자에 적용하기 위한 연구들도 많이 진행되고 있다.¹⁹⁻²⁵⁾

PDMS는 교차결합의 정도를 변화시킴으로써 생체조직의 기계적 성질과 유사한 정도로 강성도(stiffness)를 튜닝하는 것이 가능하기 때문에 줄기세포를 포함한 포유류 세포의 증식용 기판으로 사용할 수 있는 장점이 있다.²⁶⁻²⁸⁾ 이와 같은 PDMS의 교차결합 정도에 따른 강성도 튜닝 특성은 신축성 웨어러블 디바이스의 기판재료로서도 유용한 특성이 될 수 있다. 즉 높은 신축성이 요구되는 기판에 대해서는 교차결합의 정도를 낮추는 반면에 높은 강성도가 요구되는 기판에 대해서는 교차결합의 정도를 증가시킴으로써 각 용도에 적합한 신축성 기판을 형성하는 것이 가능할 수 있다.

Microfluidic MEMS 소자용 PDMS 기판이나 구조물의 제조에는 Dow Corning에서 시판하는 PDMS 소재인 Sylgard 184가 주로 사용되고 있으며,^{18,19,22-28)} 웨어러블 디바이스용 신축성 기판으로도 Sylgard 184가 주로 적용될 수 있다. Sylgard 184는 광학적으로 투명한데 이는 PDMS를 microfluidic 소자에 적용시 큰 장점이 되나, 신축성 패키지에 적용할 때는 불투명한 기판이 회로배선이나 전자부품의 실장에 유리한 경우가 있을 수 있다. Dow Corning에서 개발된 Sylgard 170 PDMS는 검정색을 나타내기 때문에,²⁹⁾ Sylgard 170과 Sylgard 184의 비율을 조절하여 혼합하면 원하는 정도의 강성도와 함께 기판의 불투명성과 검정색의 명암 정도를 조절하는 것이 가능할 수 있다. 따라서 Sylgard 170의 교차결합 정도에 따른 강성도 변화거동도 신축성 패키지용 기판 개발에 필요한 기

술 자료일 것으로 판단된다.

본 연구에서는 웨어러블 디바이스용 신축성 PDMS 기판기술을 개발하기 위한 기초연구로서 투명한 PDMS인 Sylgard 184와 검정색 PDMS인 Sylgard 170에 대해 base와 curing agent의 혼합비에 따른 탄성계수의 변화거동을 분석하였다.

2. 실험 방법

Dow Corning에서 시판하는 Sylgard 184와 Sylgard 170을 사용하여 투명 PDMS 시편과 검정색 PDMS 시편을 제조하였다. Sylgard 184는 액체상태로 제공되는 PDMS base와 curing agent의 혼합비(base/curing agent)가 3, 5, 10, 15, 20이 되도록 3 : 1, 5 : 1, 10 : 1, 15 : 1, 20 : 1의 무게비로 칭량한 후 자전/공전형 슈퍼 믹서인 Thinky-Conditioning mixer (Phoenix Equipment Inc.)를 이용하여 2000 rpm에서 1분간 혼합하고 2000 rpm에서 2분간 defoaming 하였다. 두께 1.5 mm 정도의 인장시험편을 만들기 위해, 혼합이 완료된 액상 Sylgard 184를 직경 100 mm의 패트리 디쉬에 붓고 진공오븐 내에서 60°C로 12시간 유지하여 경화시켰다. Sylgard 170은 검정색 액상의 PDMS base인 part A와 흰색 액상의 curing agent인 part B로 공급되는데,²⁹⁾ base와 curing agent의 혼합비(A/B)가 0.5, 1, 2가 되도록 0.5 : 1, 1 : 1, 2 : 1의 무게비로 칭량한 후, Thinky-Conditioning mixer를 사용하여 2000 rpm에서 1분간 혼합하고 2000 rpm에서 2분간 defoaming 하였다. 두께 1.5 mm 정도의 인장시험편을 만들기 위해, 혼합이 완료된 액상 Sylgard 170을 직경 100 mm의 패트리 디쉬에 붓고 진공오븐 내에서 60°C로 12시간 유지하여 경화시켰다.

경화가 완료된 Sylgard 184와 Sylgard 170들을 절단하여 1 cm×5 cm 크기에 두께가 1.5 mm인 막대 모양의 인장시험편들을 제조하였다. 시편의 크기에서 예외가 있었는데 Sylgard 184에서 base/curing agent 혼합비가 20인 PDMS의 경우 1 cm×5 cm×1.5 mm 크기의 시험편을 사용하여 인장시험을 한 결과, 인장하중이 load cell의 측정한 계보다 작아서 측정이 어렵기 때문에 인장시험의 크기를 2 cm×5 cm, 두께를 3 mm로 증가시켰다.

길이 5 cm인 인장시험편의 각 끝단에서 1 cm 되는 부위에 인장시험기 (Coretech JSV H1000)의 그립들을 물리고 50 mm/min의 변형률 속도로 인장하여 시편의 길이 증가 ΔL 에 따른 인장하중 F 를 측정하였다. 이와 같은 하중-길이 증가($F - \Delta L$) 측정값으로부터 $\sigma = F/A_0$ 및 $\varepsilon = \Delta L/L_0$ 관계식을 이용하여 공칭응력(engineering stress) σ 와 공칭변형률(engineering strain) ε 으로 변환하였다. 상기 관계식에서 A_0 와 L_0 는 각기 인장시험편의 초기 단면적과 초기 길이이다. 공칭응력-공칭변형률($\sigma - \varepsilon$) 곡선의 기울기로부터 탄성계수를 산출하였으며, 본 연구에서는 이를 진응력-진변형률 곡선에서 구한 탄성계수와 구분하기 위해 공칭탄성계수(engineering elastic modulus) E 라고 명명하였다.

Sylgard 184와 Sylgard 170의 각 혼합조건당 10개 시편에 대해 탄성계수를 분석한 후 이들의 평균값을 산출하였다.

인장변형률이 1% 미만으로 작은 경우에는 시편의 순간 단면적 A 가 초기 단면적 A_0 와 차이가 거의 나지 않기 때문에 실제 시편에 인가되는 응력과 공칭응력이 거의 같다. 그러나 본 실험에서와 같이 변형률이 큰 경우에는 시편의 순간 단면적 A 가 초기 단면적 A_0 와 크게 차이가 나서 시편에 실제 작용하는 응력이 공칭응력 σ 와 차이가 많이 나기 때문에 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선으로는 PDMS 시편의 실제 기계적 거동의 정확한 표현이 어렵게 된다. 따라서 본 연구에서는 PDMS 시편의 실제 기계적 거동을 보다 정확히 분석하기 위해 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선으로부터 식 (1)과 식 (2)를 이용하여 진응력 σ_t 와 진변형률(true strain) ϵ_t 를 산출하였다.³⁰⁾ 이와 같이 구한 진응력-진변형률(σ_t - ϵ_t) 곡선의 기울기로부터 탄성계수를 구하였으며, 본 연구에서는 이를 공칭응력-공칭변형률 곡선에서 구한 공칭탄성계수 E 와 구분하기 위해 진탄성계수(true elastic modulus) E_t 로 명명하였다.

$$\sigma_t = \sigma(1 + \epsilon) \tag{1}$$

$$\epsilon_t = \ln(1 + \epsilon) \tag{2}$$

3. 결과 및 고찰

Fig. 1(a)와 (b)에 base/curing agent 혼합비가 각기 3과 20인 Sylgard 184 시편들의 인장시험 후 사진을 나타내었으며, Fig. 2에는 base/curing agent 혼합비가 0.5인 Sylgard 170 시편의 인장시험 후 사진을 나타내었다. Base/curing agent 혼합비가 5, 10 및 15인 Sylgard 184 시편들의 형상은 Fig. 1(a)에 있는 혼합비 3인 시편과 동일하였으며, base/curing agent 혼합비가 1과 2인 Sylgard 170 시편들의

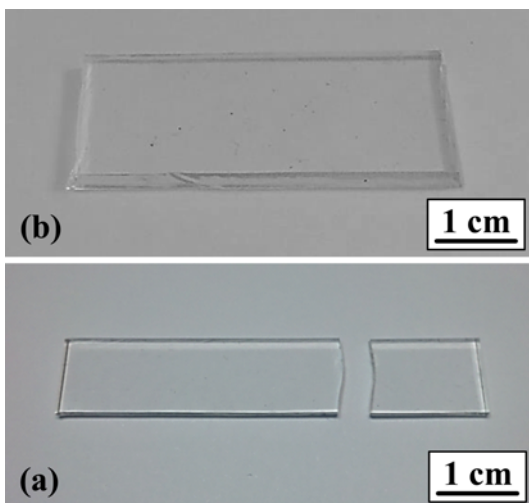


Fig. 1. Photographs of Sylgard 184 specimens after tensile tests, which were fabricated with the PDMS base/curing agent mixing ratio of (a) 3 and (b) 20.

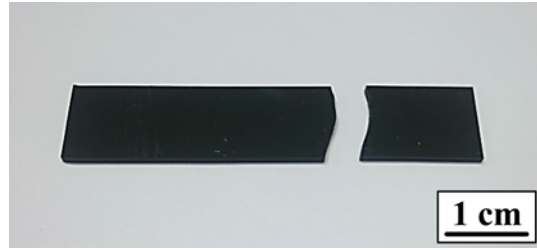


Fig. 2. A photograph of a Sylgard 170 specimen after tensile test, which was fabricated with the PDMS base/curing agent mixing ratio of 0.5.

형상은 Fig. 2에 나타난 혼합비 0.5인 시편과 차이가 없었다. Fig. 1과 Fig. 2에서 인장시험중에 파단된 시편들에서는 그립 부위에서 파단이 발생한 것을 관찰할 수 있다. 본 실험의 목적이 PDMS의 파괴변형률이나 최대인장강도를 구하는 것이라면 인장시편의 중앙부위에서 파괴가 발생하도록 dumbbell 형상의 시험편을 사용하여야 한다.^{19,23,25,31)} 그러나 본 실험의 목적은 PDMS의 base/curing agent 혼합비에 따른 탄성계수를 구하는 것이다. 따라서 막대형상 시편의 그립 부위에서의 파괴 발생에 의해 dumbbell 시편보다 파괴변형률이나 최대인장강도가 낮게 측정되는 것이 탄성계수의 측정값에 영향을 미치지 않게 된다.^{22,28)}

Fig. 3(a)에 base/curing agent 혼합비를 각기 3, 5, 10, 15 및 20으로 조절한 Sylgard 184의 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선을 나타내었으며, Fig. 3(b)-(f)에는 각기 혼합비가 3, 5, 10, 15 및 20인 Sylgard 184의 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선과 진응력-진변형률(σ_t - ϵ_t) 곡선을 비교하였다. Fig. 3의 결과들을 얻기 위해 base/curing agent 혼합비가 3, 5, 10인 시편들은 파단이 발생할 때까지 인장하였다. 혼합비가 15인 시편 10개중에서 시편 6개는 공칭변형률이 1.5에 도달하기 전에 파단되었으며, 파단되지 않은 시편 4개에 대해서는 공칭변형률 1.5에서 인장시험을 멈추었다. 혼합비가 20인 시편은 공칭변형률 1.0 부근에서 공칭응력의 변화가 거의 없어서 공칭변형률 1.0에서 인장시험을 멈추었다. Fig. 3에서와 같이 base/curing agent 혼합비에 무관하게 Sylgard 184의 공칭응력-공칭변형률 곡선은 전체적으로 직선적인 거동을 나타내었다. 이에 반해 진응력-진변형률 곡선은 초기에는 직선적인 거동을 나타내나 진변형률이 커질수록 비선형성이 증가하여, σ_t - ϵ_t 곡선의 순간 기울기($d\sigma_t/d\epsilon_t$)인 순간 진탄성계수 E_t 가 진변형률 ϵ_t 에 따라 급격히 증가하였다.

Fig. 4(a)에 Sylgard 184에 대해 전체 변형률 범위의 공칭응력-공칭변형률 곡선에서 구한 공칭탄성계수 E 및 진응력-진변형률 곡선으로부터 구한 진탄성계수 E_t 를 base/curing agent 혼합비의 함수로 나타내었다. PDMS에서 base/curing agent 혼합비에 따른 탄성계수의 변화는 curing agent에 의한 교차결합의 정도에 의존한다.^{22,26,27,32)} 따라서 PDMS의 탄성계수에 미치는 교차결합의 영향을 보다 용이하게 파악하기 위하여 Fig. 4(b)에 curing agent

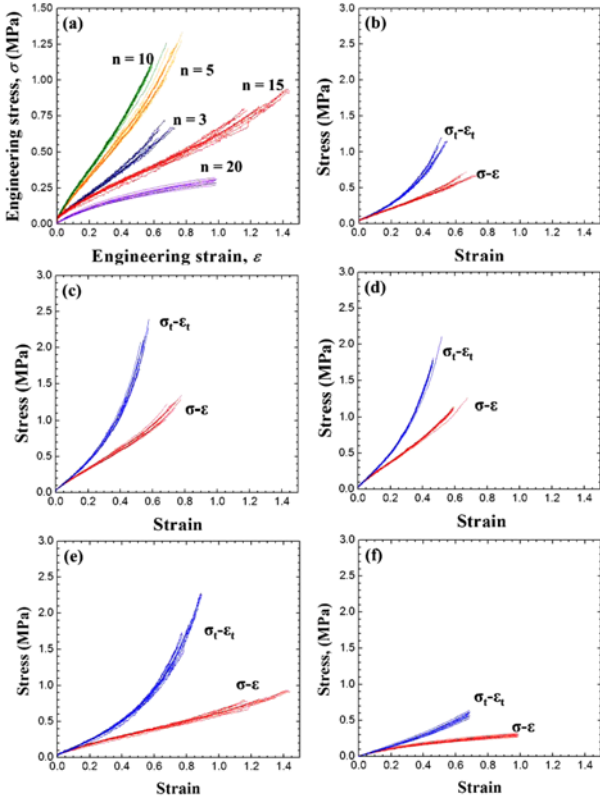


Fig. 3. (a) Engineering stress-engineering strain ($\sigma - \epsilon$) curves of Sylgard 184 formed with different base/curing mixing ratio n of 3~20, and comparisons of the $\sigma - \epsilon$ curve and true stress-true strain ($\sigma_t - \epsilon_t$) curve of Sylgard 184 with the base/curing mixing ratio n of (b) 3, (c) 5, (d) 10, (e) 15, and (f) 20.

의 무게분율(wt%)에 따른 탄성계수를 도출하였다. 공칭 응력-공칭변형을 곡선으로부터 구한 공칭탄성계수 E 에 비해 진응력-진변형을 곡선에서 얻은 진탄성계수 E_t 가 2 배 이상 높았으며, 이들의 차이는 PDMS의 강성도가 높아질수록 증가하였다. 탄성변형률이 1% 미만으로 작아서 탄성변형중 시편의 단면적이 초기 단면적과 차이가 거의 발생하지 않는 금속의 탄성계수는 공칭응력-공칭변형을 곡선의 기울기로부터 정확히 구할 수 있다. 그러나 PDMS의 경우는 탄성변형률이 훨씬 커서 탄성변형중 순간 단면적과 초기 단면적의 차이가 크게 발생하기 때문에, PDMS의 탄성계수를 공칭응력-공칭변형을 곡선에서 구하면 실제 탄성계수보다 훨씬 낮은 값을 얻게 된다. 금속에서는 소성변형에 의해 시편의 순간 단면적이 초기 단면적과 차이가 나는 경우, 공칭응력과 공칭변형을 대신에 진응력 σ_t 와 진변형률 ϵ_t 를 사용하여 기계적 거동을 표현한다. 공칭응력 σ 와 공칭변형률 ϵ 으로부터 진응력 σ_t 를 구하는 관계식은 식 1에 나타내었다.³⁰⁾ 식 1이 성립하기 위한 조건은 인장변형시 부피가 일정하게 유지되는 것인데, 이를 만족하기 위해서는 Poisson 비가 0.5 이어야 한다. 금속의 소성변형은 전단응력에 의해 발생하는 전단 변형이기 때문에 부피변화가 없어 Poisson 비가 0.5 이므로, 식 1을 사용하여 진응력을 구하는 것이 가능하다.³⁰⁾

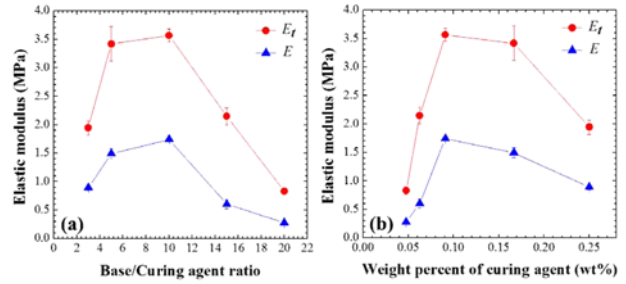


Fig. 4. Engineering elastic modulus E and true elastic modulus E_t of Sylgard 184 as a function of (a) the base/curing agent mixing ratio and (b) the weight percent(wt%) of the curing agent.

PDMS의 경우에는 금속과는 달리 탄성변형이 발생하며 탄성변형중의 부피변화 정도는 Poisson 비에 의존하게 된다. 탄성변형영역에서 재료의 Poisson 비는 0과 0.5 사이의 값을 가지며, 강성도가 낮을수록 0.5에 접근하게 된다. PDMS의 Poisson 비는 0.45~0.5로 보고되고 있으며, 변형률이 45% 이하일 경우에는 0.5에 근접한 값을 갖는다고 보고되었다.^{19,33-35)} 따라서 탄성변형 영역, 특히 45% 이하 변형률 영역의 PDMS에 대해 식 1을 사용하여 진응력 σ_t 를 구하는 것이 가능하며, 이와 같이 구한 σ_t 는 PDMS 시편에 작용하는 실제 응력과 같다고 판단할 수 있다.

Fig. 4(b)에서와 같이 curing agent의 무게분율을 4.8 wt%에서 9.1 wt%까지 증가시키에 따라 Sylgard 184의 탄성계수가 현저히 증가하였으며, 이는 교차결합의 증가에 기인한다. Curing agent의 함량이 9.1 wt%일 때 공칭응력-공칭변형을 곡선과 진응력-진변형을 곡선에서 구한 탄성계수들은 각기 1.74 MPa과 3.57 MPa 이었다. 타 연구자들도 curing agent의 무게분율 9~10 wt%에서 Sylgard 184의 공칭탄성계수가 1.5~1.7 MPa 정도의 최대값을 나타낸다고 보고하고 있어,^{21,31,32)} 본 실험의 결과와 잘 일치한다. Fig. 4(b)에서 curing agent의 무게분율이 9.1 wt% 이상으로 증가함에 따라 탄성계수가 점차 감소하였다. 이는 PDMS base와 교차결합제 사이의 stoichiometry가 맞지 않아 PDMS base의 교차결합 site들을 포화시키고 남은 curing agent에 의해 기공이 형성되거나 고분자 네트워크의 희석이 발생하는데 기인한다고 보고되었다.^{27,32)}

PDMS의 응력-변형률 곡선은 0.4 이하의 공칭변형률(ϵ) 범위에서 비교적 직선적이어서 탄성계수를 구하기 적합하다고 보고되었다.^{19,23)} Fig. 3에 나타난 Sylgard 184의 응력-변형률 곡선들에 대해 공칭변형률 0~0.4 구간에서의 공칭탄성계수 E 와 진탄성계수 E_t 를 계산하였으며, 이 결과를 Fig. 5(a)와 (b)에 각기 base/curing agent 혼합비 및 curing agent 무게분율의 함수로 나타내었다. Fig. 4와 Fig. 5의 비교에서와 같이, 공칭응력-공칭변형을 관계로부터 구한 공칭탄성계수 E 는 전체 변형률 범위에서 구한 값과 $\epsilon \leq 0.4$ 범위에서 구한 값이 거의 차이가 나지 않았다. 그러나 $\epsilon \leq 0.4$ 구간에 해당하는 진응력-진변형률 곡선에서

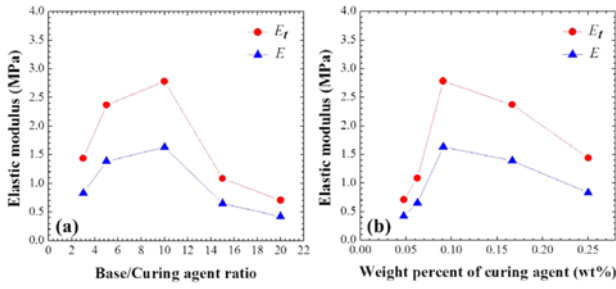


Fig. 5. Engineering elastic modulus E and true elastic modulus E_t of Sylgard 184, evaluated within the engineering strain range of 0~0.4, as a function of (a) the base/curing agent mixing ratio and (b) the weight percentage(wt%) of the curing agent.

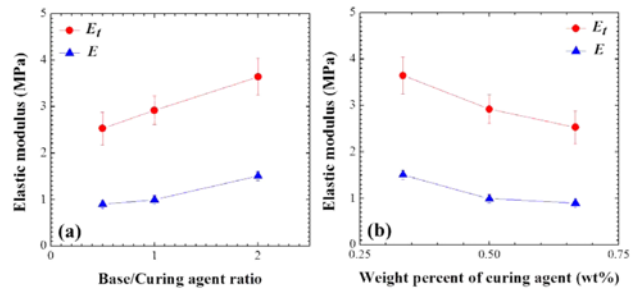


Fig. 7. Engineering elastic modulus E and true elastic modulus E_t of Sylgard 170 as a function of (a) the base/curing agent mixing ratio and (b) the weight percentage(wt%) of the curing agent.

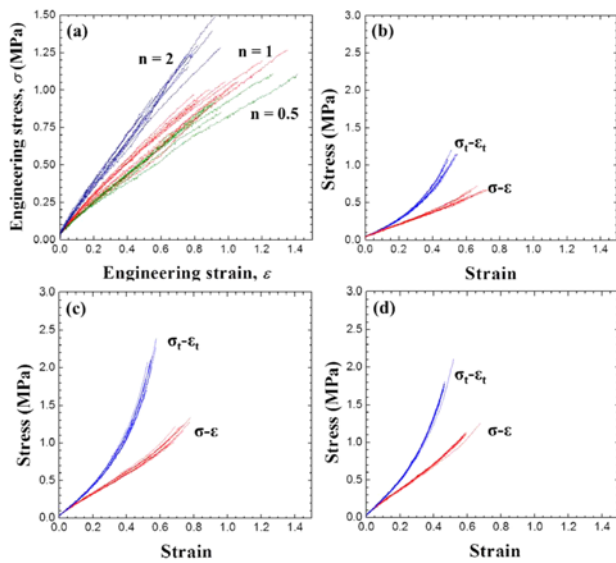


Fig. 6. (a) Engineering stress-engineering strain(σ - ϵ) curves of Sylgard 170 formed with different base/curing mixing ratio n of 0.5~2, and comparisons of the σ - ϵ curve and true stress-true strain(σ_t - ϵ_t) curve of Sylgard 170 with the base/curing mixing ratio n of (b) 0.5, (c) 1, and (d) 2.

구한 진탄성계수는 전체 변형을 범위에서 구한 값에 비해 현저히 낮았는데, 이는 Fig. 3에서와 같이 변형률이 증가할수록 진응력 σ_t 가 더욱 비선형적으로 증가하는데 기인한다.

Fig. 6(a)에 base/curing agent 혼합비를 0.5, 1, 2로 조절하여 형성한 Sylgard 170의 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선을 나타내었으며, Fig. 6(b)-(d)에는 각기 혼합비가 0.5, 1, 및 2일 때 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선과 진응력-진변형률(σ_t - ϵ_t) 곡선을 비교하였다. Sylgard 170에서도 Sylgard 184와 마찬가지로(Fig. 3 참조) 공칭응력-공칭변형률 곡선은 전체적으로 직선적인 거동을 나타내는데 반해, 진응력-진변형률 곡선은 초기에는 직선적인 거동을 나타내나 변형률이 커질수록 비선형성이 증가하였다.

Fig. 7(a)에는 Sylgard 170에 대해 전체 변형을 범위에

서 구한 공칭탄성계수 E 및 진탄성계수 E_t 를 base/curing agent 혼합비의 함수로 나타내었으며, Fig. 7(b)에는 이들 값을 curing agent 무게분율(wt%)의 함수로 나타내었다. Base/curing agent 혼합비가 2에서 0.5로 감소함에 따라, 즉 curing agent의 무게분율이 33%에서 66%로 증가함에 따라 Sylgard 170의 공칭탄성계수 E 가 1.51 MPa에서 0.9 MPa로 감소하였으며, 진탄성계수 E_t 는 3.64 MPa에서 2.52 MPa로 감소하였다. Sylgard 170에 대해 Dow Corning에서 추천하는 base/curing agent 혼합비는 1로서 curing agent의 무게분율 50%에 해당하나,²⁹⁾ 본 연구에서는 2의 혼합비, 즉 curing agent의 무게분율 33%에서 최대 탄성계수를 얻었다. 이와 같이 Dow Corning에서 추천하는 혼합비에 비해 curing agent가 더 적은 혼합비에서 최대 탄성계수가 나타난 이유는 큐어링 온도 차이에 기인한 것으로 판단된다. Sylgard 170은 Dow Corning에서 상온에서 큐어링할 수 있도록 개발된 PDMS 인데,²⁹⁾ 본 연구에서는 향후 Sylgard 184와 조합하여 기판의 불투명성과 검정색 명암조절에 대한 연구를 진행하기 위해 Sylgard 184를 큐어링한 온도와 동일한 60°C에서 Sylgard 170의 큐어링을 하였다. 이와 같이 큐어링 온도를 상온에서 60°C로 증가시킴에 따라 Sylgard 170의 PDMS base와 curing agent 사이의 반응이 더 활발히 진행되었기 때문에 Dow Corning에서 추천한 curing agent 무게분율보다 더 낮은 무게분율에서 탄성계수가 더 높은 값을 나타낸 것으로 판단된다.

Fig. 6에 나타낸 Sylgard 170의 응력-변형률 곡선들에 대해 공칭변형률 0~0.4 구간에서의 공칭탄성계수 E 와 진탄성계수 E_t 를 계산하였으며, 이 결과를 Fig. 8(a)와 (b)에 각기 base/curing agent 혼합비 및 curing agent 무게분율의 함수로 나타내었다. Sylgard 170에서도 공칭탄성계수 E 는 전체 변형을 범위에서 구한 값과 $\epsilon \leq 0.4$ 범위에서 구한 값이 거의 차이가 나지 않았다. 그러나 $\epsilon \leq 0.4$ 구간에서 구한 진탄성계수 E_t 는 전체 변형을 범위에서 구한 값에 비해 현저히 낮았는데, 이는 Sylgard 184에서와 마찬가지로 $\epsilon > 0.4$ 일 때 진응력 σ_t 가 비선형적으로 증가하는데 기인한다.

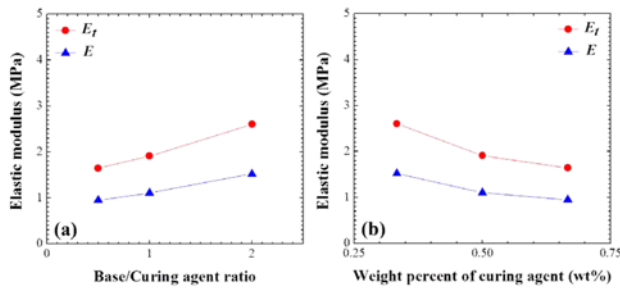


Fig. 8. Engineering elastic modulus E and true elastic modulus E_t of Sylgard 170, evaluated within the engineering strain range of 0~0.4, as a function of (a) the base/curing agent mixing ratio and (b) the weight percent(wt%) of the curing agent.

4. 결 론

웨어러블 디바이스용 신축성 기관기술을 개발하기 위해 투명 PDMS인 Sylgard 184와 검정색 PDMS인 Sylgard 170에 대해 base/curing agent 혼합비에 따른 강성도의 변화거동을 분석하였다. Sylgard 184와 Sylgard 170에서 모두 공칭응력-공칭변형률(σ - ϵ) 곡선에서 구한 공칭탄성계수 E 에 비해 진응력-진변형률(σ_t - ϵ_t) 관계로부터 산출한 진탄성계수 E_t 가 2배 이상 높았으며, 이들의 차이는 PDMS의 강성도가 높아질수록 증가하였다. Sylgard 184의 경우 curing agent의 무게분율이 4.8 wt%에서 9.1 wt%로 증가함에 따라 공칭탄성계수와 진탄성계수가 증가하여 최대값을 나타낸 후, curing agent의 무게분율을 9.1 wt% 이상으로 증가시키면 따라 공칭탄성계수와 진탄성계수가 점차 감소하였다. Curing agent의 무게분율 9.1 wt%에서 공칭탄성계수와 진탄성계수의 최대값은 각각 1.74 MPa 및 3.57 MPa 이었다. 공칭변형률 ϵ 이 0~0.4 범위에서 Sylgard 184는 공칭탄성계수와 진탄성계수의 최대값으로 각각 1.63 MPa 및 2.78 MPa를 나타내었다. Sylgard 170의 경우 curing agent의 무게분율이 33 wt%일 때 1.51 MPa의 공칭탄성계수와 3.64 MPa의 진탄성계수의 최대값을 나타낸 후, 무게분율을 66 wt%까지 증가시키면 따라 공칭탄성계수와 진탄성계수가 감소하였다. 공칭변형률 ϵ 이 0~0.4 범위에서는 1.51 MPa의 최대 공칭탄성계수와 2.60 MPa의 최대 진탄성계수를 나타내었다. Base/curing agent 혼합비가 10인 투명한 Sylgard 184와 base/curing agent 혼합비가 2인 검정색 Sylgard 170을 동일한 온도인 60°C에서 큐어링 하여 얻은 최대 탄성계수 값들은 서로 상당히 유사하였다. 따라서 향후 base/curing agent 혼합비 10의 Sylgard 184와 base/curing agent 혼합비 2의 Sylgard 170을 조합하여 PDMS 기관을 제조하면 탄성계수를 변화시키지 않으면서 기관의 불투명성과 검정색 명암정도를 조절하는 것이 가능할 것으로 판단된다. 이와 더불어 다른 base/curing agent 혼합비를 갖는 Sylgard 184와 Sylgard 170을 조합함으로써 강성도가 낮으면서 불

투명한 기관을 형성하는 것이 가능할 것이다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 정보통신·방송 연구개발 사업의 일환으로 수행하였습니다(14-82-11-004, 형태변형이 가능하고 신체 탈착이 편리한 착용형 디바이스 및 UI/UX 개발).

References

1. Wikipedia, Wikipedia Foundation Inc. Dec. (2013) from [http://en.wikipedia.org/wiki/IPhone_\(first_generation\)](http://en.wikipedia.org/wiki/IPhone_(first_generation))
2. J. Y. Choi and T. S. Oh, "Flip Chip Process on CNT-Ag Composite Pads for Stretchable Electronic Packaging", J. Microelectron. Packag. Soc., 20(4) 17 (2013).
3. M. Gonzalez, B. Vandervelde, W. Chistianens, Y.-Y. Hsu, F. Iker, F. Bossuyt, J. Vanfleteren, O. van der Sluis and P.H.M. Timmermans, "Thermo-Mechanical Analysis of Flexible and Stretchable Systems", 11th International Conference of Thermal, Mechanical and Multiphysics Simulation and Experiments in Micro-Electronics and Micro-Systems (EuroSimE), Berlin, 1, Institute of Electrical and Electronics Engineers (2010).
4. J. H. Ahn, H. Lee and S. H. Choa, "Technology of Flexible Semiconductor/Memory Device", J. Microelectron. Packag. Soc., 20(2), 1 (2013).
5. J. Xiao, A. Carlson, Z. J. Liu, Y. Huang, H. Jiang and J. A. Rogers, "Stretchable and Compressible Thin Films of Stiff Materials on Compliant Wavy Substrates", App. Phys. Lett., 93, 013109 (2008).
6. T. Lher, D. Manassis, R. Heinrich, B. Schmied, J. Vanfleteren, J. DeBaets, A. Ostmann and H. Reichl, "Stretchable Electronic Systems", Proc. 59th Electronic Components and Technology Conference (ECTC), San Diego, 893, IEEE Components, Packaging and Manufacturing Technology Society (CPMT) (2009).
7. T. Sekitani, Y. Noguchi, K. Hata, T. Fukushima, T. Aida and T. Someya, "A Rubberlike Stretchable Active Matrix Using Elastic Conductors", Science, 321, 1468 (2008).
8. D. H. Kim, J. H. Ahn, W. M. Choi, H. S. Kim, T. H. Kim, J. Song, Y. Y. Huang, Z. Liu, C. Lu and J. A. Rogers, "Stretchable and Foldable Silicon Integrated Circuits", Science, 320, 507 (2008).
9. M. Gonzalez, F. Axisa, M. V. Bulcke, D. Brosteaux, B. Vandervelde and J. Vanfleteren, "Design of Metal Interconnects for Stretchable Electronic Circuits", Microelectron. Reliab., 48, 825 (2008).
10. T. Sekitani, H. Nakajima, H. Maeda, T. Fukushima, T. Aida, K. Hata, and T. Someya, "Stretchable Active-Matrix Organic Light-Emitting Diode Display Using Printable Elastic Conductors", Nature Mater., 8, 494 (2009).
11. J. H. Ahn and J. H. Je, "Stretchable Electronics: Materials, Architectures and Integrations", J. Phys. D: Appl. Phys., 45, 102001 (2012).
12. D. H. Kim and J. A. Rogers, "Stretchable Electronics: Materials Strategies and Devices", Adv. Mater., 20, 4887 (2008).
13. J. Y. Choi, D. H. Park and T. S. Oh, "Chip Interconnection

- Process for Smart Fabrics Using Flip-Chip Bonding of SnBi Solder”, *J. Microelectron. Packag. Soc.*, 19(3), 71 (2012).
14. S. P. Lacoura, S. Wagner, Z. Huang and Z. Suo, “Stretchable Gold Conductors on Elastomeric Substrates”, *Appl. Phys. Lett.*, 82, 2404 (2003).
 15. Y. K. Son, J. E. Kim and I. Y. Cho, “Trends on Wearable Computer Technology and Market”, *Electronics and Telecommunications Trends*, 23, 79 (2008).
 16. J. E. Kim, H. T. Jeong and I. Y. Cho, “Trend in Digital Clothing Technology”, *Electronics and Telecommunications Trends*, 24, 20 (2009).
 17. T. Linz, R. Vieroth, C. Dils, M. Koch, T. Braun, K. F. Becker, C. Kallmayer and S. M. Hong, “Embroidered Interconnections and Encapsulation for Electronics in Textiles for Wearable Electronics Applications”, *Adv. Sci. Technol.*, 60, 85 (2008).
 18. A. Befahy, P. Lipnik, T. Pardoen, C. Nascimento, B. Patris, P. Bertrand and S. Yunus, “Thickness and Elastic Modulus of Plasma Treated PDMS Silica-like Surface Layer”, *Langmuir*, 26(5), 3372 (2010).
 19. I. D. Johnston, D. K. McCluskey, C. K. L. Tan and M. C. Tracey, “Mechanical Characterization of Bulk Sylgard 184 for Microfluidics and Microengineering”, *J. Micromech. Microeng.*, 24, 035017 (2014).
 20. J. C. Lotters, W. Olthuis, P. H. Veltink and P. Bergveld, “The Mechanical Properties of the Rubber Elastic Polymer Polydimethylsilicone for Sensor Applications”, *J. Micromech. Microeng.*, 7, 145 (1997).
 21. I. Wong and C. M. Ho, “Surface Molecular Property Modifications for Poly(dimethylsilicone) (PDMS) Based Microfluidic Devices”, *Microfluid Nanofluid.*, 7, 291 (2009).
 22. T. K. Kim, J. K. Kim and O. C. Jeong, “Measurement of Non-linear Mechanical Properties of PDMS Elastomer”, *Microelectron. Eng.*, 88, 1982 (2011).
 23. F. Schneider, T. Fellner, J. Wilde and U. Wallrabe, “Mechanical Properties of Silicones for MEMS”, *J. Micromech. Microeng.*, 18, 065008 (2008).
 24. E. Gutierrez and A. Groisman, “Measurement of Elastic Moduli of Silicone Gel Substrates with a Microfluidic Device”, *Plos One*, 6(9), e25534 (2011).
 25. A. Mata, A. J. Fleischman and S. Roy, “Characterization of Polydimethylsilicone (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems”, *Biomedical Microdevices*, 7(4), 281 (2005).
 26. E. A. Wilder, S. Guo, S. Lin-Gibson, M. J. Fasolka and C. M. Stafford, “Measuring the Modulus of Soft Polymer Network via a Buckling-Based Metrology”, *Macromolecules*, 39, 4138 (2009).
 27. Z. Wang, A. A. Volinsky and N. D. Gallant, “Crosslinking Effect on Polydimethylsiloxane Elastic Modulus Measured by Custom-Built Compression Instrument”, *J. Appl. Polym. Sci.*, 131(22) (2014).
 28. R. N. Palchesko, L. Zang, Y. Sun and A. W. Feinberg, “Development of Polydimethylsiloxane Substrates with Tunable Elastic Modulus to Study Cell Mechanobiology in Muscle and Nerve”, *Plos One*, 7(12), e51499 (2012).
 29. “Information about *Dow Corning®* brand Silicone Encapsulants”, *Dow Corning Corp.*, Midland (2005).
 30. G. E. Dieter, “Mechanical Metallurgy”, *SI Metric Edition*, pp.37-58, McGraw-Hill Book Co., London (1988).
 31. K. Khanafer, A. Duprey, M. Schlicht and R. Berguer, “Effects of Strain Rate, Mixing Ratio, and Stress-Strain Definition on the Mechanical Behavior of the Polydimethylsiloxane (PDMS) Materials as Related to Its Biological Applications”, *Biomed Microdevices*, 11, 503 (2009).
 32. J. H. Seo, K. Sakai and N. Yui, “Adsorption State of Fibronectin on Poly(dimethylsiloxane) Surfaces with Varied Stiffness Can Dominate Adhesion Density of Fibroblasts”, *Acta Biomater.*, 9, 5493 (2013).
 33. V. Studer, G. Hang, A. Pandolfi, M. Ortiz, W. CF. Anderson and S. R. Quake, “Scaling Properties of a Low-actuation Pressure Microfluidic Valve”, *J. Appl. Phys.*, 95, 393 (2004).
 34. P. Du, I.-K. Lin, H. Lu and X. Zhang, “Extension of the Beam Theory for Polymer Bio-Transducers with Low Aspect Ratios and Viscoelastic Characteristics”, *J. Micromech. Microeng.*, 20, 095916 (2010).
 35. D. W. Inglis, “A Method of Reducing Pressure-Induced Deformation in Silicone Microfluidics”, *Biomicrofluidics*, 4, 026504 (2010).