creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

이학석사 학위논문

문어 빨판 접착 패치의 구조와 환경에 따른 접착 영향과 헬스케어 디바이스로의 응용에 관한 연구

A study on the adhesion effect of structures and environments in octopus suction cup adhesive patches and its application to healthcare devices

울산대학교 대학원

화 학 과

김 채 련

A study on the adhesion effect of structures and environments in octopus suction cup adhesive patches and its application to healthcare devices

지도교수 이 승 구

2021년 02월

울 산 대 학 교 대 학 원

화 학 과

김 채 련

김채련의 석사학위 논문을 인준함

심사위원 하지원 (인)

심사위원 이승구 (인)

심사위원 김범진 (인)

울 산 대 학 교 대 학 원

2022년 02월

목차

목차 ····· 4

초록 ····· 5

1. 서론 ····· 6

2. 실험 ····· 11

3.결과 및 고찰 ····· 16

4. 결론 및 Future work ····· 29

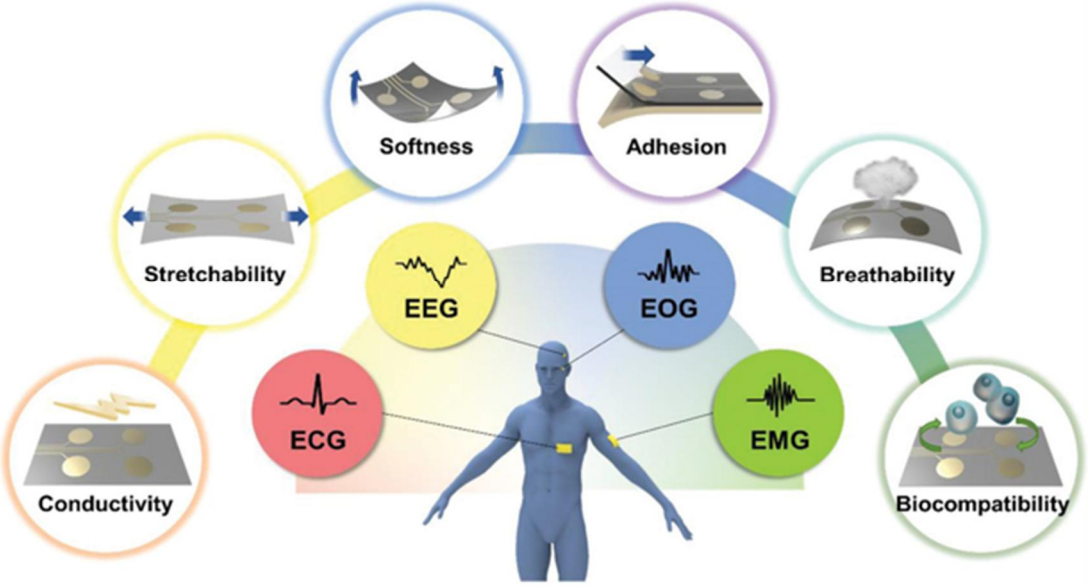
참고문헌 ····· 31

초 록

웨어러블 기기는 우리의 몸에 부착해 생체신호를 다양한 환경에서 민감하고 빠르게 측정해야 한다. 생체 신호를 측정하기 위한 기존의 접착 패치는 아크릴 기반의 화학물질을 이용하였다. 아크릴 기반의 접착제의 경우 피부의 표면에 손상과 잔여물을 남기고, 다양한 환경에서 접착할 수 없다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 많은 연구진들은 게코 도마뱀의 발바닥이나 버섯모양의 팁과 같은 생물에서 영감을 받은 접착 패치를 개발해왔다. 그러나 표면에 화학적 오염물을 남기지 않으며, 습하고 건조한 환경 모두에서 성능이 우수하고 반복적으로 접착할 수 있는 접착 패치의 개발은 여전히 필요하다.

본 연구에서는 문어 빨판 접착 패치를 이용해 생체에 적합하고 건조하거나 습한 환경에서 높은 접착력을 가지는 접착 패치를 제안한다. 문어의 영감을 받은 패치는 Capillarity force를 이용해 poly(urethane acrylate)(PUA) precursor의 height를 조절한 후 간단한 몰딩 과정을 통해 만들어질 수 있다. 또한 접착력에 영향을 주는 문어 빨판 접착 패치의 여러가지 환경을 조절하여 접착 거동을 확인하였다. 우리는 문어 빨판 접착 패치의 접착력을 force gauge를 이용해 수행하였고, Dry (45 Kpa)와 Wet (70 Kpa)한 환경에서 우수한 접착력을 보이는 것을 확인하였다.

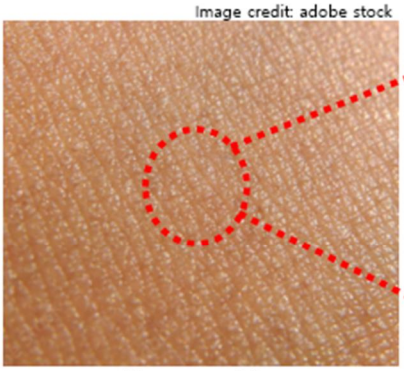
Types and characteristics of healthcare devices



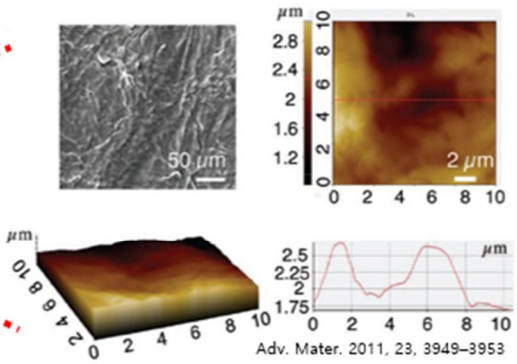
Advanced Science, Volume: 8, Issue: 2, First published: 04 December 2020, DOI: (10.1002/advs.202001938)

Characteristics of human skin

Image credit: adobe stock



Human skin



Adv. Mater. 2011, 23, 3949–3953

High roughness

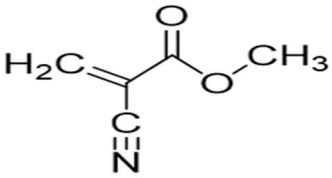
Extraordinary stretchable

Image credit: Guinness World Records

Sweat & hairs

Image credit: Pimonpim w/Shutterstock

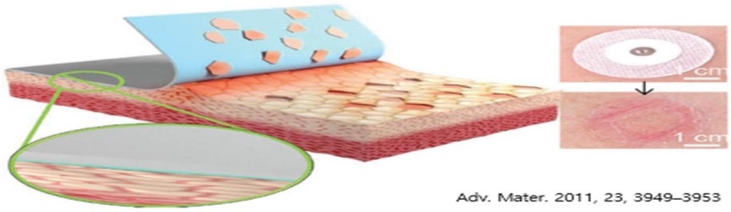
Traditional adhesive patch



Acrylic based adhesives

Methyl cyanoacrylate

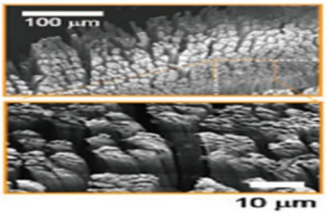
- Skin damage
- Residue
- Not repeatable
- Not moist / Flat surface



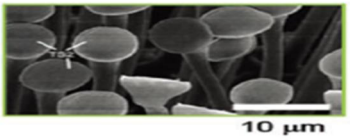
Adv. Mater. 2011, 23, 3949–3953

Biocompatible patch

- Dry adhesive patch
- Vander Waals force



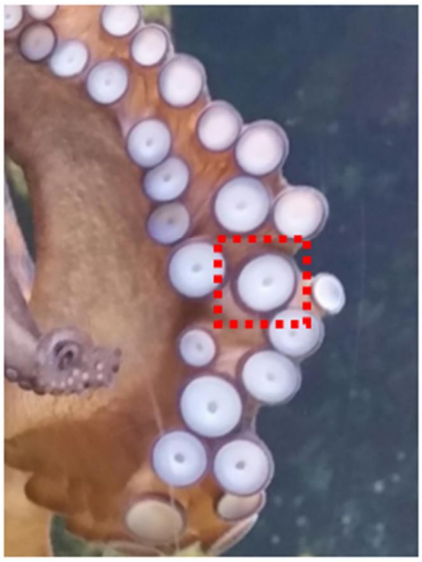
Adv. Funct. Mater. 2011, 21, 3606–3616

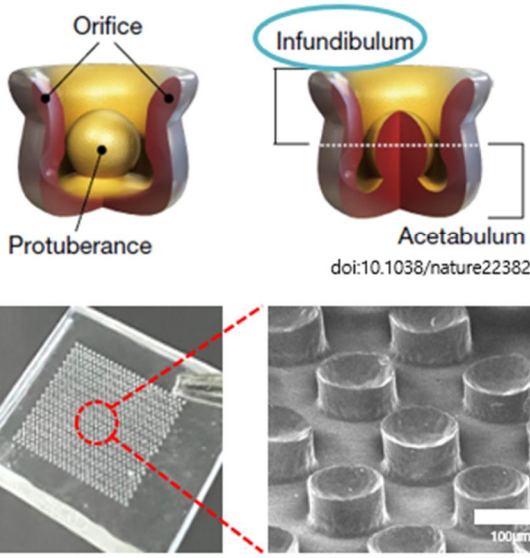


Adv. Funct. Mater. 2011, 21, 3606–3616

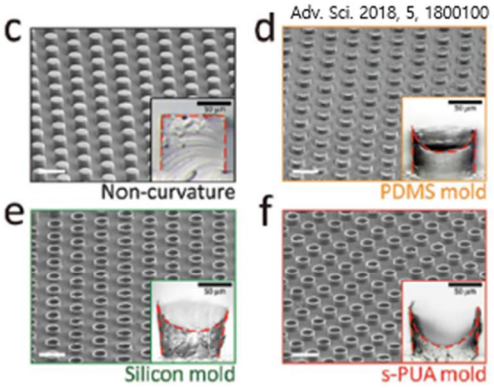
Biocompatible patch

● Wet adhesive patch ● Suction effect

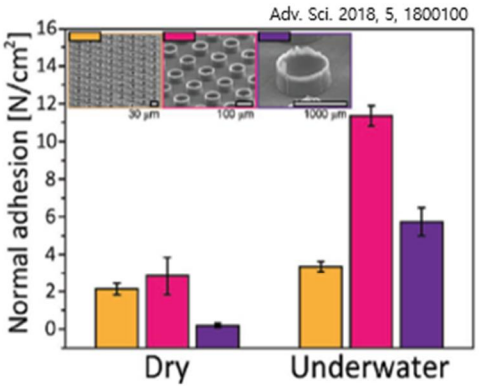




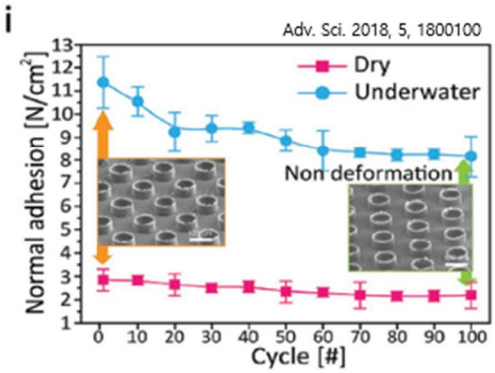
Previous research



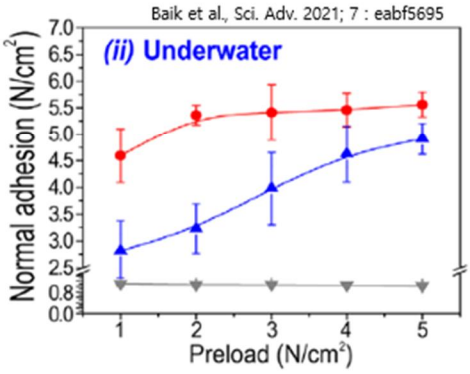
● Change of material



● Change of diameter



● Change of adhesion cycles



● Change of preload

서 론

사람들의 건강에 대한 관심이 증가함에 따라 웨어러블 장치 중 헬스케어 장치에 대한 관심이 증가하고 있다. 헬스케어 장치에는 심전도 (EEG)[1, 2], 근전도 (EMG)[3, 4], 뇌전도 (EEG)[5] 등이 있다. 헬스케어 장치로부터 건강과 관련된 신호를 얻기 위해 인간 피부의 특성과 헬스케어 장치의 특성을 모두 알아야한다. 먼저 인간의 피부는 신축성과 거칠기가 높으며, 표면에는 수많은 털과 땀과 같은 수분이 존재한다. [6, 7] 이러한 특성을 가지는 피부에 헬스케어 장치를 밀착시켜 정확한 정보를 얻기 위해 헬스케어 장치는 전도성[8, 9], 신축성[10, 11], 피부 밀착성[12, 13], 생체 적합성[14, 15] 등의 필수적인 특징을 가져야한다. 기존의 헬스케어 장치 부착을 위한 의료용 패치는 methyl cyanoacrylate와 같은 아크릴 계열의 접착제를 사용했다. 아크릴 계열 접착제는 피부 발진을 일으키고 피부 표면에 잔여물을 남기며 평평하지 않거나 수분이 있는 표면에는 접착이 잘 되지 않는 한계를 가진다.[7]

아크릴 계열 접착제의 한계를 극복하기 위해 개코도마뱀[7, 16, 17], 딱정벌레[18]와 같은 생물들을 모티브로 한 건식 접착 패치에 대한 연구들이 진행되어왔다. 개코도마뱀은 발바닥의 수많은 미세 털로 인해 접촉 면적이 넓어 Van der Waals interaction이 최대화되어 건조한 표면에 큰 접착력을 나타낸다.[19, 20] 건식 접착 패치의 장점으로는, 스스로 세척하는 능력이 있어 반복적으로 접착이 가능하다.[20-23] 또 표면에 화학적 성분이 없고 표면 오염 및 잔류물을 남기지 않으며 산화와 같은 외부 자극에 영향을 크게 받지 않는다.[19] 마지막으로 다른 화학물질과의 접촉을 최소화하며 공기와 피부로부터 나온 잔류물을 환기시킬 수 있어 높은 생체적합성을 가진다.[7]

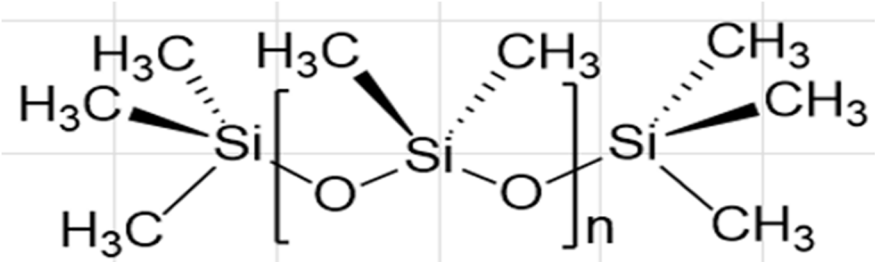
더 나아가 사람의 피부 표면에는 땀과 같은 수분이 존재하므로 건조한 표면뿐 아니라, 문어 빨판이나 빨판 상어와 같은 수중 생물을 모티브로 하여 습하거나 수중에서도 접착력이 좋은 생체적합형 패치에 대한 연구가 진행되어왔다.[24-28] 문어 빨판은 진공을 형성하는 suction effect가 생겨 젖은 표면에서도 큰 접착력을 나타낸다.[29, 30] 이전의 연구에서 문어 빨판의 상부인 infundibulum을 모방한 습식 접착 패치가 개발되었고, 습식 접착 패치의 재료, 구조체의 직경, 접착 횟수, 예압에 따른 접착력차이를 확인하였다.[25] 그러나 높은 습식 접착력에 비해 건조 접착력이 낮기 때문에 건조한 상태에서의 접착력을 향상시킬 수 있는 연구가 필요하다.

본 연구에서는 광경화물질인 poly(urethane acrylate)(PUA)와 실리콘 탄성체인 poly(dimethyl siloxane)(PDMS) 두 가지 물질을 사용하여 문어의 상부 구조인 infundibulum을 모방한 습식 접착 패치를 제작하는 방법을 제시하고자 한다. 포토리소그래피 공정으로 얻은 PDMS negative mold에 PUA를 올린 뒤 외압을 적절히 조절하면, PUA와 PDMS의 모세관 현상에 의해 공기가 포집되며 팁 끝부분의 높이를 조절할 수 있다. 공기가 포집된 후 PUA를 경화시켜 떼어내면 문어 빨판 구조체 (PUA)를 얻을 수 있으며, 레플리카 몰딩을 통해 문어 빨판 접착 패치 (PDMS)를 얻었다. 제작된 문어 빨판 접착 패치는 잔여물을 남기지 않으며, 건조한 환경과 습한 환경에서도 접착이 가능한 장점이 있다. 이번 연구에서는 제작된 문어 빨판 접착 패치의 접착력에 영향을 주는 팁 끝부분의 높이, 구조체의 크기, 구조체의 밀도, 초기 압력을 조절하여 건조한 환경과 습한 환경에서의 최대 접착력을 확인하였다.

2. 실 험

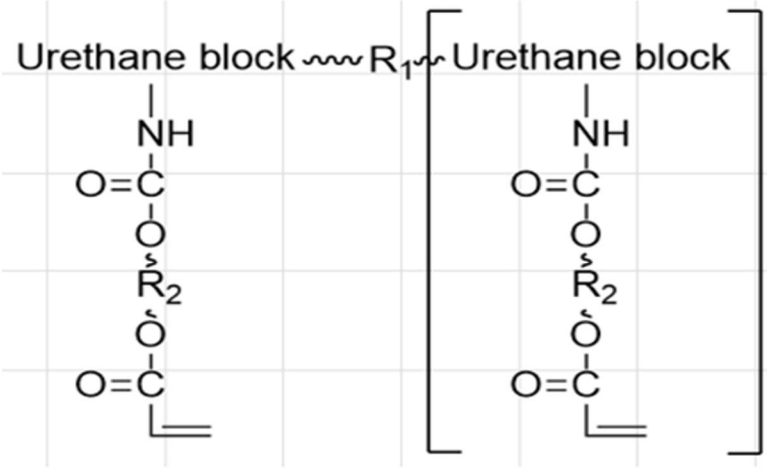
2. 1. 시약 및 재료

광경화형 polyurethane acrylate (PUA)는 미뉴타텍의 311RM을 사용하였고 Polydimethylsiloxane은 Dow corning사의 sylgard 184를 사용하였다. Trichloro(1H, 1H, 2H, 2H–perfluorooctyl)silane, 3-(trimethoxysilyl)propyl acrylate는 Sigma-Aldrich 사에서 구매하여 별도의 정제과정 없이 사용하였다. Absolute ethanol은 Fisher Scientific 사에서 구매하여 별도의 정제과정 없이 사용하였다. Acetone은 SK chemical 사에서 구매하여 별도의 정제과정 없이 사용하였다. 물은 A.F.Lab 사의 B-Roup15를 사용하여 제조된 1차 증류수를 사용하였다. spacer는 polyimide 테이프 (thickness 50 ㎛)를 사용하였다. 포토리소그래피 실험에 사용한 장비는 inverted optical microscopy (Nikon, Eclipse Ti2-E), digital micromirror devices (DMD, Andor, Mosaic 3) 이며, 광원은 Prior사의 Lumen 200을 사용하였다.



Poly(dimethyl siloxane) (PDMS)

● **Hydrophobic**



Poly(urethane acylate) (PUA)

● **UV curing prepolymer**

2. 2. 실험방법

2. 2. 1. 글래스 표면의 실란 처리

슬라이드 및 커버 글래스를 1M 수산화 나트륨 용액에 1시간 동안 담구어 표면의 불순물을 제거한 뒤, 증류수로 세척한다. 세척된 슬라이드 글래스는 O_2 플라즈마 처리 (Harrick Plasma PDC-32G-2, 30초)를 통해 표면의 수산기를 활성화시킨 뒤, 3-(trimethoxysilyl)propyl acrylate가 ethanol에 5 % (v/v) 희석된 용액에 담구어 2시간 동안 반응시킨다. 반응이 끝난 글래스는 ethanol을 사용하여 세척한 뒤, 80 ℃ 오븐에서 30분간 열처리한다. O_2 플라즈마 처리를 한 커버 글래스는 진공 데시게이터에 30 ㎕의 trichloro(1H, 1H, 2H, 2H–perfluorooctyl)silane와 같이 넣고 진공상태에서 2시간동안 반응시킨다. 실란 처리 후 글래스는 ethanol로 세척한다.[31]

2. 2. 2. Negative mold 제작을 위한 포토 리소그래피

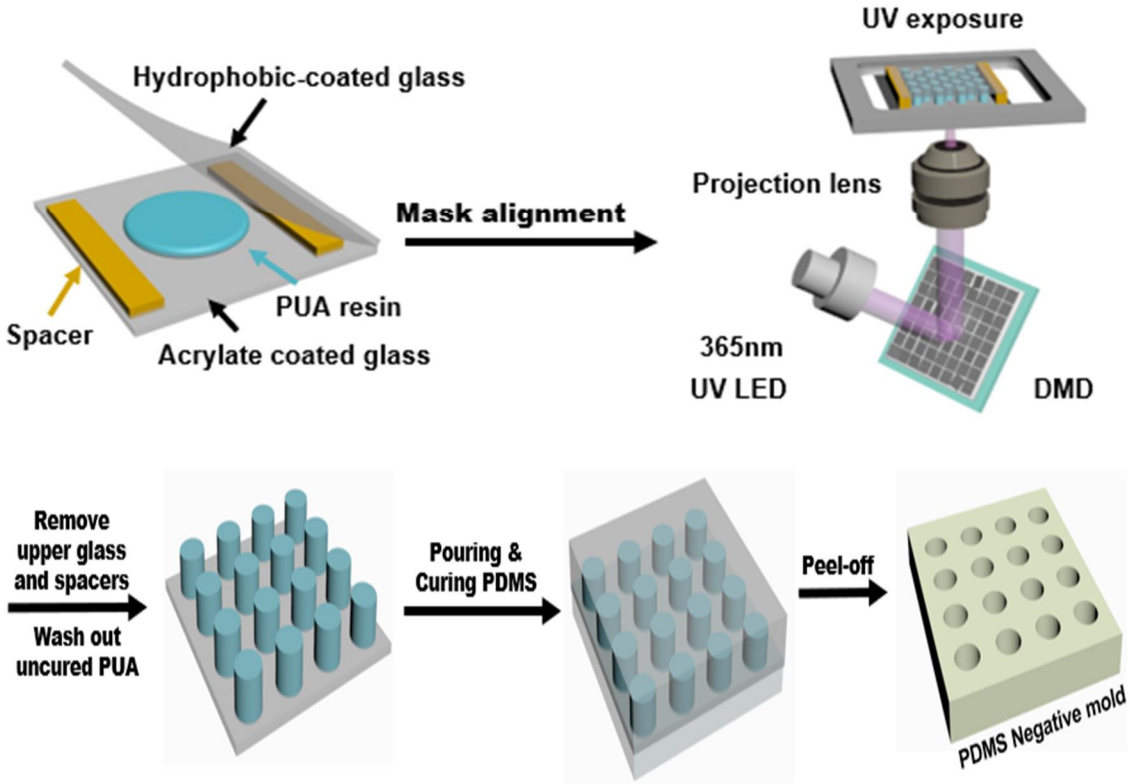
Scheme. 1에서 보는 바와 같이 acylate silane 처리된 슬라이드 글래스에 PUA를 올린 뒤 기포가 생기지 않게 fluoroalkyl silane 처리된 커버 글래스로 덮어주었다. 두께는 spacer를 통해 조절하였다. 만들어진 글래스에 광원(Lumen 200, Prior)을 통해 나온 UV 빛이 digital micromirror devices (DMD, Andor, Mosaic3)를 통해 원하는 모양의 빛으로 반사되고, 이를 PUA에 노출시켰다. 노출 시간의 조절을 통해 cylinder를 만들었으며, hexagonal 배열을 제작하기 위해 여러 번 fluoroalkyl silane 처리된 커버 글래스를 열어 산소를 공급해 구조체 사이의 간섭을 줄였다. fluoroalkyl silane 처리된 글래스와 spacer를 제거한 뒤 미반응 PUA를 물과 소량의 ethanol을 통해 제거하였다. 만들어진 구조체는 fluoroalkyl silane 처리를 진행하였으며, 반응이 끝난 뒤 소프트리소그래피의 레플리카 몰딩 기법을 이용해 구조체 위에 PDMS prepolymer 와 curing agent를 10:1 (w/w) 비율로 섞은 혼합물을 붓고 80℃에서 2시간동안 경화시켜 negative 몰드를 제작하였다.

2. 2. 3. 제작된 Negative mold를 이용한 문어 빨판 구조 형성

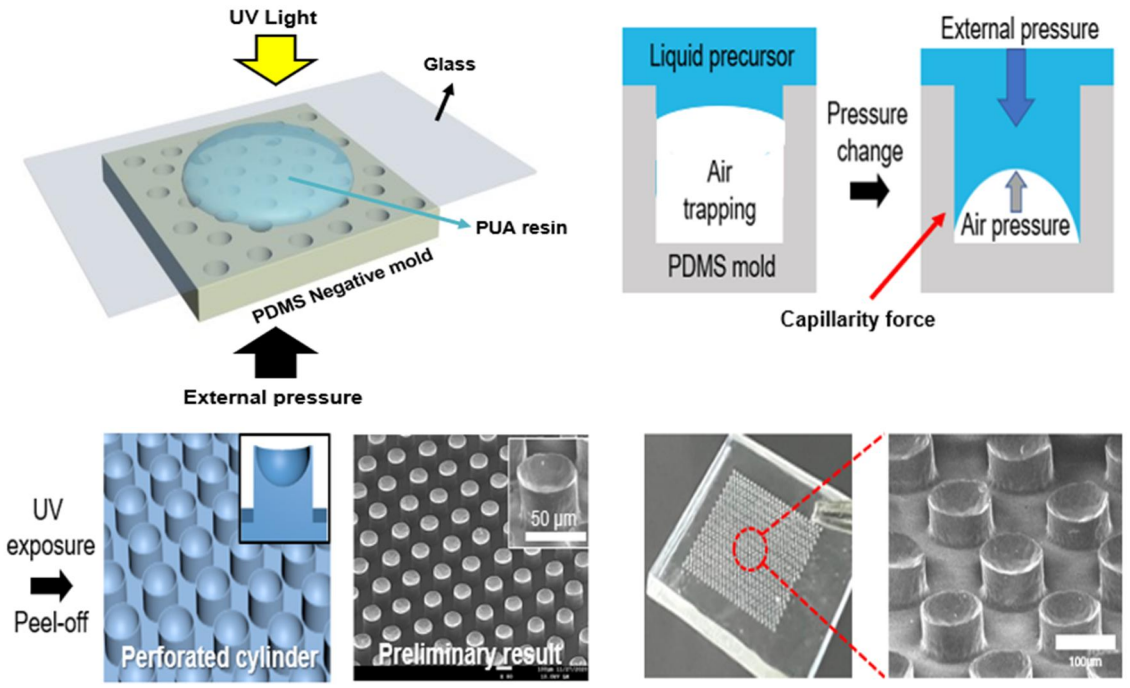
Scheme.1에서 제작된 negative mold를 진공 데시게이터에 30 ㎕의 trichloro(1H, 1H, 2H, 2H−perfluorooctyl)silane와 같이 넣고 진공상태에서 2시간동안 반응시킨다. Fluoroalkyl silane 처리 후 에탄올을 이용해 세척 후 80℃ 오븐에 15분 열처리한다. scheme. 2와 같이 Fluoroalkyl silane 처리한 negative mold에 PUA(311RM)를 올린 뒤 깨끗한 글래스로 덮는다. 자체 제작된 박막경화기를 사용하여 일정한 압력을 준 후 PUA의 높이를 조절하여 기포를 포집하였다.[25, 27] 그 후 PUA를 UV(365nm)에 2분간 노출시켜 기포가 포집된 모양을 고정하였다. Negative mold를 글래스로부터 peel-off시켜 문어 빨판 모양의 배열을 얻었으며 완전한 경화를 위해 문어 빨판 모양이 형성된 PUA-글래스를 UV에 10분간 더 경화시켰다. 완성된 문어 빨판 모양의 PUA 배열을 레플리카 몰딩 기법을 이용해 PDMS prepolymer 와 curing agent를 10:1 (w/w) 비율로 섞은 혼합물을 붓고 80℃에서 2시간동안 경화시켜 문어 빨판 모양의 PDMS 접착 패치를 제작하였다.

2. 2. 3. 분석

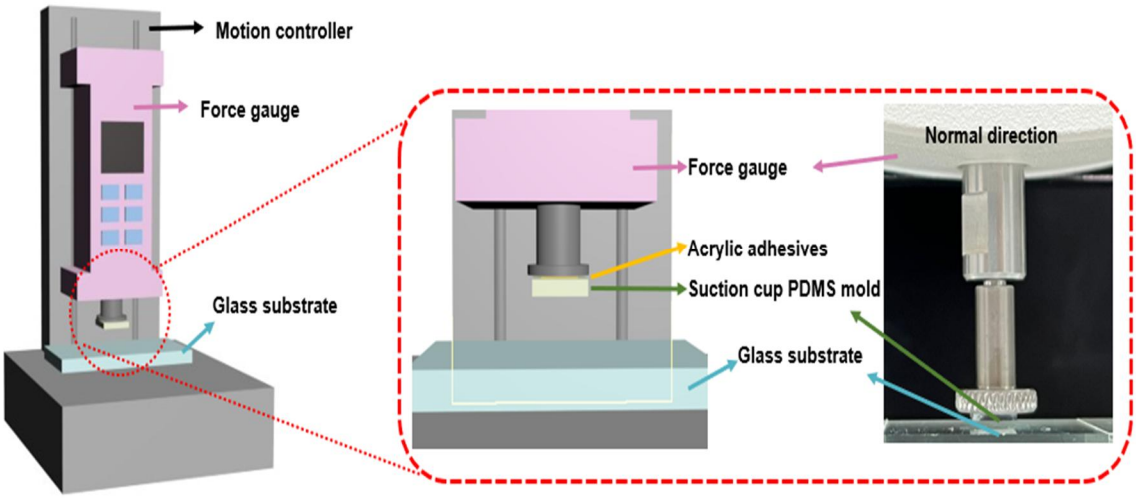
포토리소그래피로 형성한 구조와 기포 포집 유무, 경화된 PUA 문어 빨판 구조체의 높이 확인은 optical microscopy (Nikon, LV100ND)를 사용하여 확인하였고, 문어 빨판 PDMS 접착 패치의 구조 분석은 scanning electron microscopy (SEM, JEOL-7610F)를 사용하여 확인하였다. Scheme. 3와 같이 문어 빨판 접착 패치의 접착력은 motion controller가 있는 force gauge (Mark-10, M7-05)를 사용하여 측정하였고, 글래스가 dry와 wet한 상태에서 각각 3회 측정한 후 최댓값을 사용하였다. Force gauge로 압력을 가한 후 pressing time은 10초로 고정하였다.



Scheme 1. Schematic diagram of the negative PDMS mold fabrication process.



Scheme 2. Schematic diagram of the octopus suction cup adhesive mold fabrication process.



Scheme 3. Normal adhesive force measurement using force gauge

3. 결과 및 고찰

3. 1. 문어 빨판 구조의 형성 및 팁 끝의 높이에 따른 접착 특성 분석

Fig. 1(a)와 같이 우리는 팁의 끝부분 높이를 조절하여 문어 빨판 접착 패치를 제작하였다. Negative PDMS 몰드에 기포가 포집 되는 크기는 포집된 기포의 압력(P_a), 모세관 현상에 의한 Laplace 압력(P_L),[32] 그리고 외부로부터 공급받는 압력(P_E)의 에너지적 균형에 의해 결정된다. $P_a = P_L + P_E$ 여기에서 모세관 현상에 의한 Laplace 압력은 $P_L = (2\gamma\cos\theta/r)$ 이다. 이 식에서 r은 negative PDMS 몰드의 실린더 반지름의 크기, γ은 계면장력, 그리고 θ는 PUA와 negative PMDS 몰드의 접촉각이다. Boyle의 법칙에 따라 팁의 높이(h)는 외부압력을 일정하게 가해 조절된다.

$$\textbf{(1)} \qquad h = \left(1 - \frac{P_0}{P_L + P_E}\right) H + r\ \ tan\theta \left(sec\theta - \frac{1}{3} tan\theta\right)$$

식 (1)에서 P_0는 초기공기압($\approx 101\ kPa$), H는 negative PDMS 몰드의 실린더의 높이(100μm), r은 실린더의 반경이다.[25] 본 연구에서 문어 빨판 팁의 높이는 Fig. 1(b)와 같이 외부 압력을 100-130 kPa로 조절하였을 때 기포를 포집한 상태에서 최대 80μm의 높이를 가졌다. 높이가 100μm의 경우 기포가 포집되지 않은 실린더 형태이므로 기포가 포집된 구조체보다 낮은 접착력을 보였다. 이전의 연구에 따르면 여러 물질들의 접촉 각을 측정했을 때 PUA의 접촉각이 가장 높았고, 다른 재료들보다 분자 상호작용이 높아 가장 큰 굴곡을 보였으므로 PUA를 단일재료로 선택하였다.[33]

Fig. 1(c)와 같이 force gauge를 사용하여 문어 접착 패치 팁의 각 높이에 대한 정상 접착력을 측정하였다. 동일하게 모두 2.5N의 힘과 10초의 pressing time을 주었다. 그 결과 80μm의 높이를 가질 때 가장 높은 굴곡을 가지며, 건조한 환경과 젖은 환경 모두에서 높은 접착력을 보였다. 그러나 100μm의 경우 기포가 포집되지 않은 구조이므로 낮은 접착력을 보였다. 젖은 환경에서 문어 빨판 접착 패치가 높은 접착력을 보이는 이유는 표면과 빨판 팁 사이의 모세관 상호작용(σ_c)과 흡입효과(σ_s)로 정의할 수 있다.[25, 27]

$$\text{단일 빨판 팁의 총 } stress(\sigma_{total}) \ = \ \sigma_c + \ \sigma_s$$

접착에 대한 메커니즘을 보면 Fig1. (d)와 같이 (i)외부에서 압력을 주면 빨판 패치의

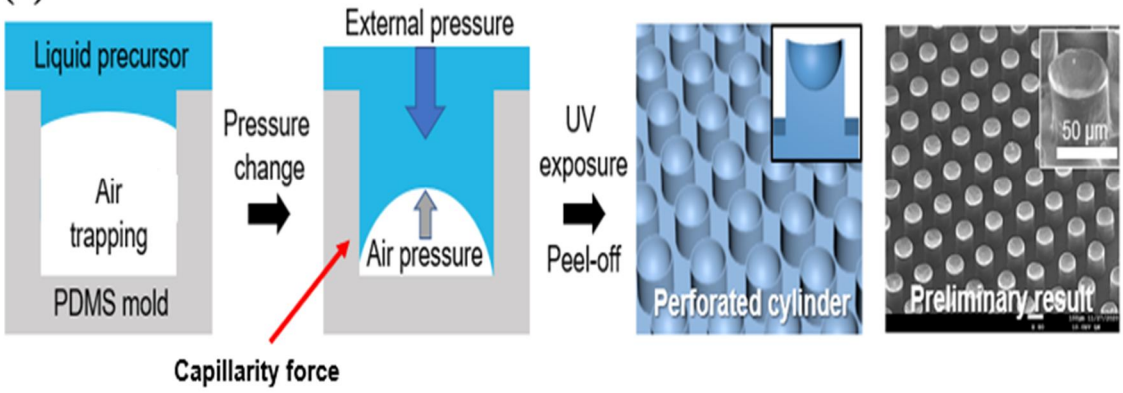
팁의 끝부분이 변형되며 공기와 물이 배출된다. (ii) 그 후 팁의 끝이 전체적으로 표면에 닿으며 안쪽 부피가 0이 된다. 이 때 모세관 상호작용(σ_c)이 최대가 된다. (iii) 다음으로 외부에서 준 압력을 제거해주면 팁의 끝부분이 표면과 접촉하고 안쪽의 부피가 커지며 진공이 생기게 된다. 이 때 생기는 진공을 흡입효과(σ_s)라고 한다. 따라서 총 stress는 다음과 같이 정의된다.

$$\textbf{(2)} \qquad \sigma_{total} = \Delta P_{max}\pi r_v^2 n + \pi(\acute{r}^2 - r_v^2)\gamma n\left(\frac{cos\theta_1 + cos\theta_2}{h'} + \frac{2}{\acute{r}^2 - r_v^2}\right)$$

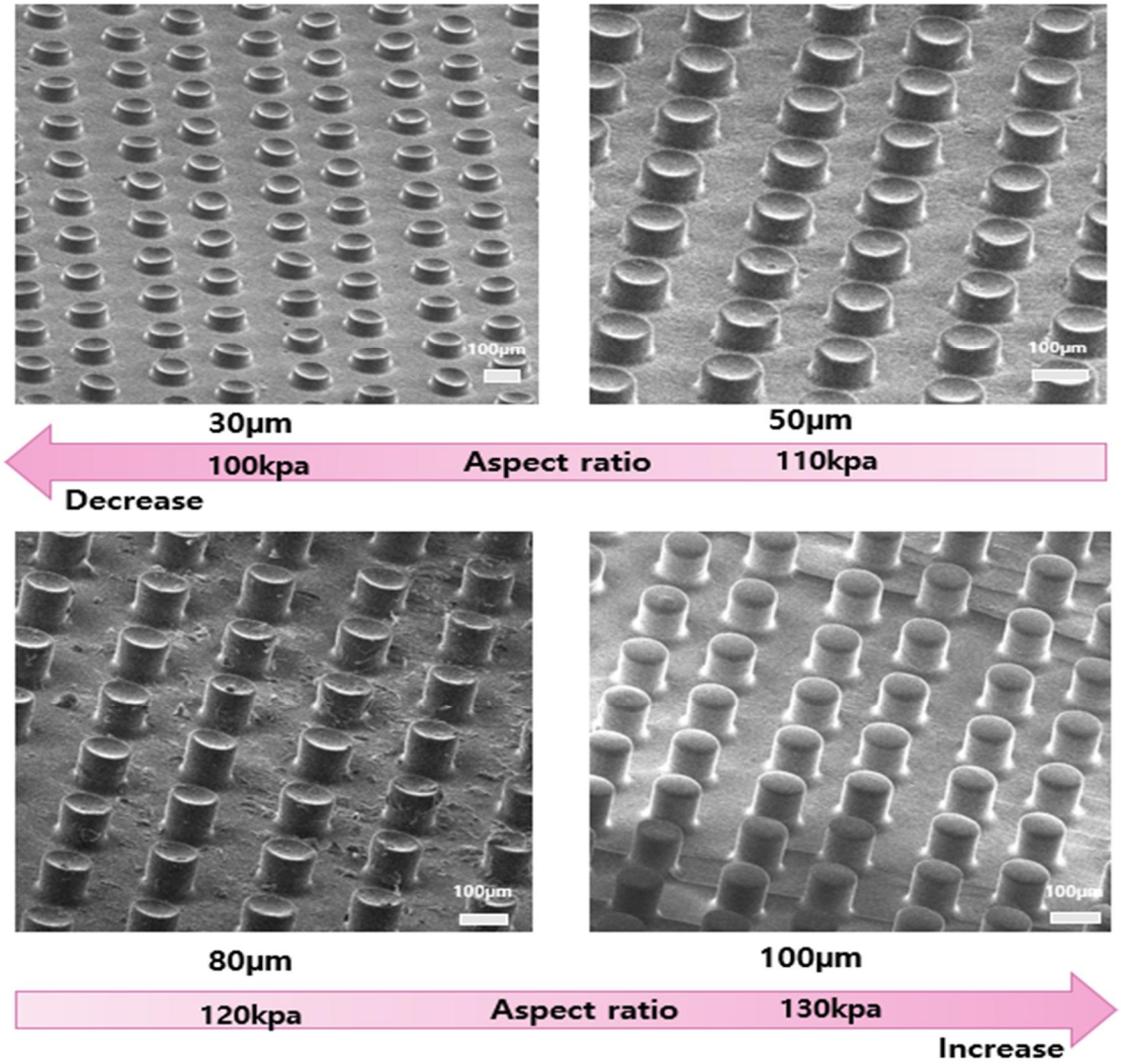
식 (2)에서 ΔP_{max}는 주변 환경 사이의 압력차와 빨판 안의 압력, n은 단위면적 당 빨판의 개수, γ는 물의 표면장력($\approx 0.072\ J\ m^{-2}$), θ_1은 글래스 표면에서 증류수의 접촉각, θ_2는 PUA 표면에서 증류수 접촉각, 그리고 h'는 액체층의 두께이다.

따라서 팁의 끝부분의 높이가 80μm일 때 진공이 생기는 안쪽 부피가 최대가 되고, 접착력 또한 최대의 결과값을 나타낸다. Neat한 PDMS의 경우 hydrophobic 특성과 수막효과 (hydroplaning effect)로 인해 낮은 접착력을 나타낸다.

(a)


Liquid precursor
Air
trapping
PDMS mold
Pressure
change
External pressure
Air pressure
Capillarity force
UV
exposure
Peel-off
Perforated cylinder
50 μm
Preliminary result

(b)


100μm
30μm
100μm
50μm
100kpa
Aspect ratio
110kpa
Decrease
100μm
80μm
100μm
100μm
120kpa
Aspect ratio
130kpa
Increase

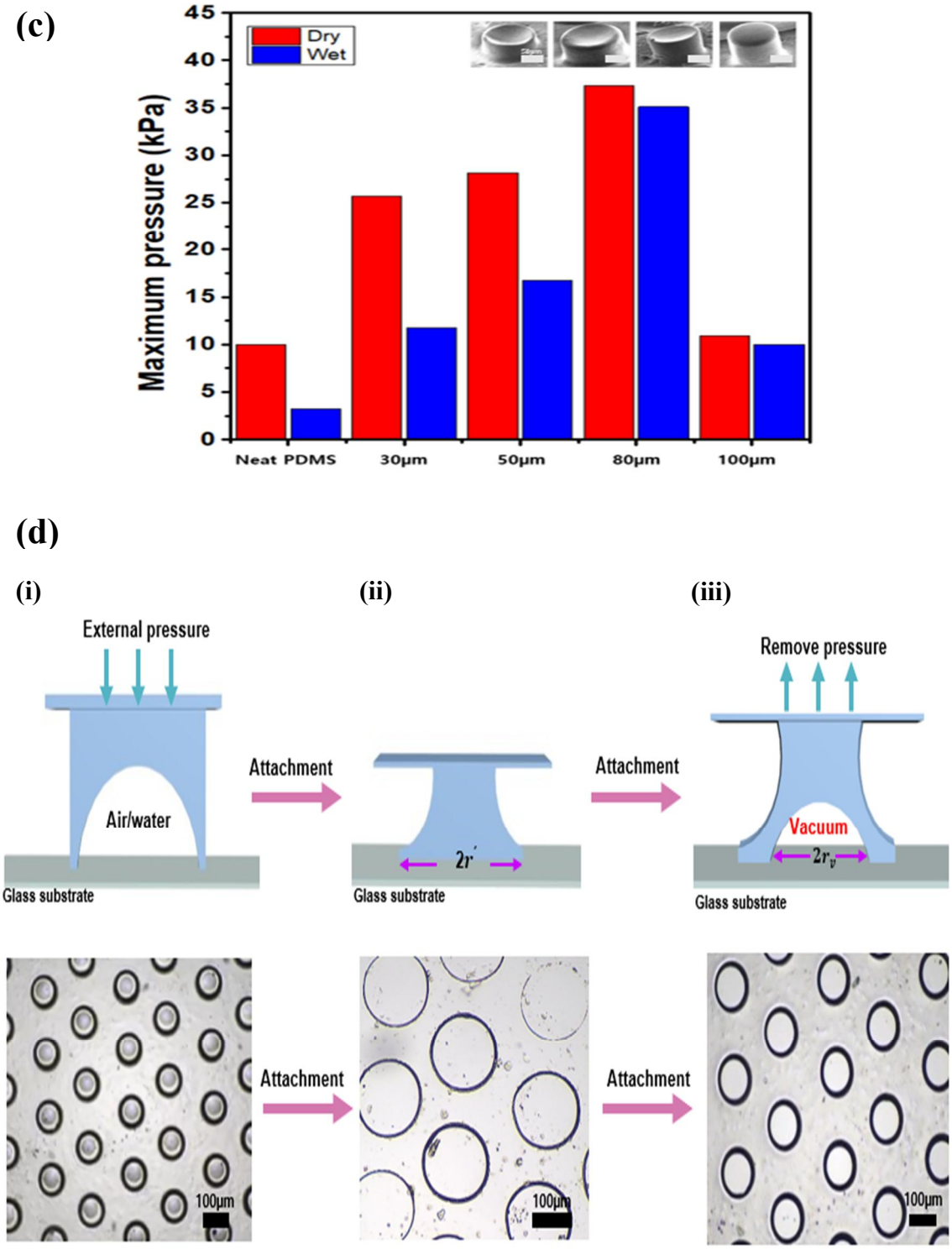


Figure 1. (a) Mechanism for trapping air according to external pressure and controlling the height of the end of the tip, (b) SEM image of the suction cup mold and different heights depending on the external pressure (c) Adhesion force (2.5N) in dry and wet environments depending on different heights of the tip, (d) Mechanism of suction cup adhesive patches for dry and wet adhesion and OM images.

3. 2. 문어 빨판 크기와 밀도에 따른 접착 특성

Fig. 2(a)와 같이 force gauge를 사용하여 문어 빨판 직경의 크기에 따른 최대 접착력을 측정하였다. 동일하게 모두 2.5N의 힘과 10초의 pressing time을 주었다. 측정 결과를 보면 직경의 크기가 작아질수록 높은 접착력을 보인다.

먼저 건조한 환경의 경우 접착력은 팁의 끝부분과 표면 사이의 Van der Waals힘에 의해 결정된다. 팁의 크기가 커질수록 같은 면적($1\times1cm^2$)내에서 빨판의 개수가 작아지고, 표면과 닿는 빨판 팁의 면적 또한 감소하므로 Van der Waals 힘이 작아져 건조 접착력이 감소하게 된다.

젖은 표면에서는 수막의 두께와 관련하여 접착력이 결정된다. 수막의 두께를 결정하는 식은 다음과 같다.[30]

$$\textbf{(1)} \qquad \sigma = \frac{3\eta R^2}{4t}\left(\frac{1}{h_1^2} - \frac{1}{h_0^2}\right)$$

식 (1)에서 R은 문어 빨판의 직경, h_1, h_0는 시간에 따른 수막의 두께와 압력을 주기 전 수막의 두께, t는 높이가 줄어드는 시간, η는 액체의 점도이다. 여기서 t(10sec), η, 높이의 차를 동일하게 고정시켰을 때, 반경이 줄어들수록 수막이 얇아지는데 주어야하는 압력도 줄어들게 된다. 따라서 실험 결과와 같이 수막을 얇게 형성하는 100μm의 직경을 가지는 문어 빨판 접착 패치의 접착력이 가장 높다.

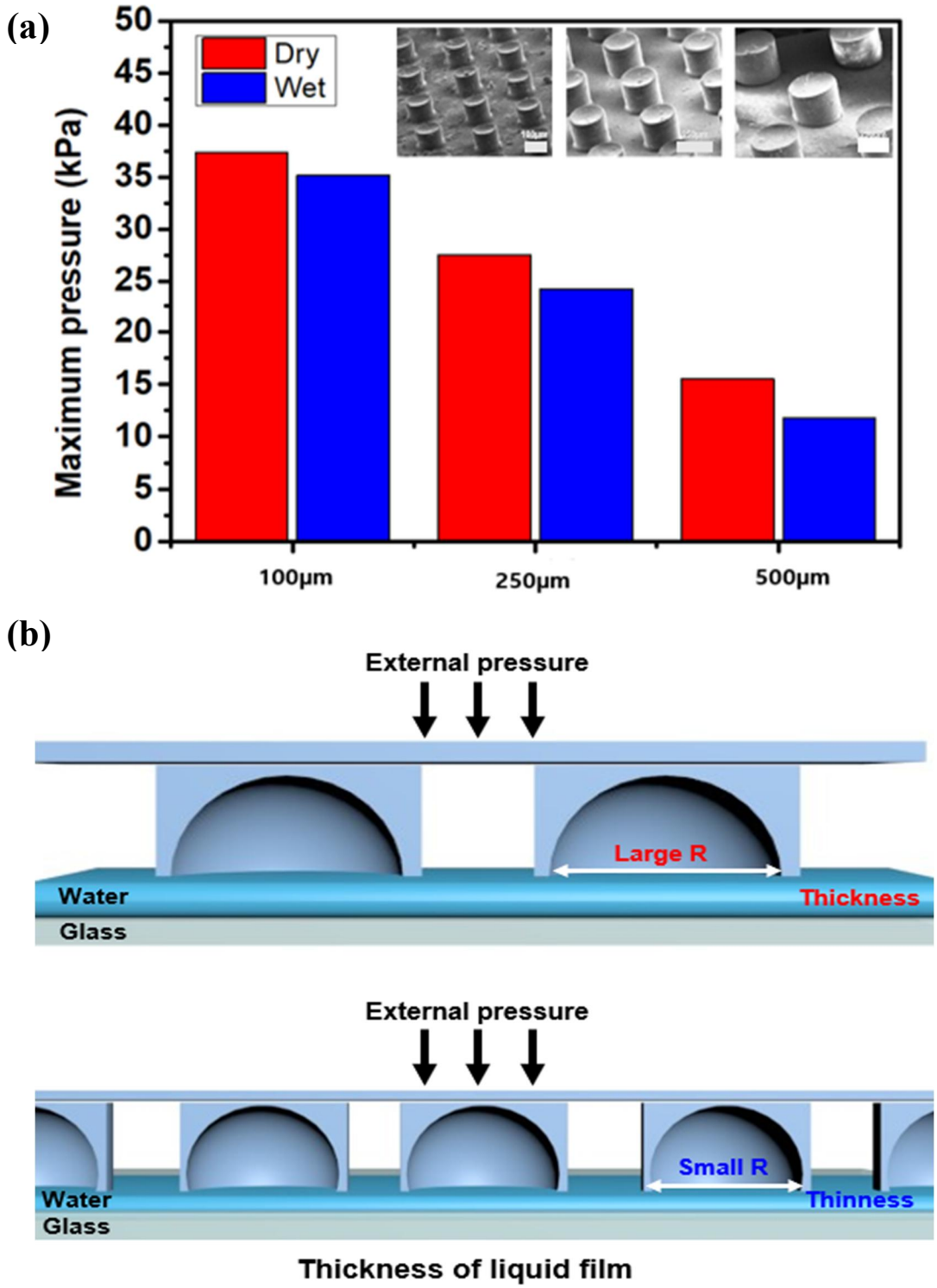


Figure 2. (a) Adhesion force (2.5N) in dry and wet environments depending on different diameter of the tips (100, 250, 500μm) (b) Mechanism for thickness of liquid film with different diameters of the tip.

3. 3. 환경에 따른 접착력의 차이와 초기압력의 영향

문어 빨판 패치의 attachment에 관련한 메커니즘은 Fig. 1(d)와 같다. 건조하거나 젖은 환경에서 접착력 차이는 문어 빨판 패치의 detachment 메커니즘 차이에 의해 발생한다. Fig. 3(a)에서 건조한 환경일 때 attachment로 인해 Van der Waals force와 suction effect가 발생한 후, 정상 방향으로 pull-off 힘을 주면 문어 빨판 팁의 끝부분이 글래스 표면에서 slip되며 공기의 누출이 발생하고 문어 빨판의 detachment로 이어지게 되어 접착력이 감소한다. 그러나 젖은 환경에서 pull-off 힘을 주면 문어 빨판 팁의 끝부분이 글래스 표면에서 slip될 때, 글래스 표면에 있는 물이 공기 누출을 막아준다. 따라서 젖은 환경은 문어 빨판 패치에 더 나은 실링을 제공해 suction effect를 계속 유지시켜주고, 건조한 표면과 비교하였을 때 더 강한 접착력을 보인다.[30, 34]

위의 이론에 따르면 젖은 환경이 건조한 환경보다 더 높은 접착력을 보여야 하지만 Fig. 1(c) 와 Fig. 2(a)와 같이 실험에서 2.5N의 압력으로 접착력을 확인했을 때 건조한 환경의 접착력이 높았다. 이는 2.5N의 낮은 압력에서 attachment 과정 중 문어 빨판 안쪽의 물을 모두 다 배출하지 못하고, suction effect가 100% 발생하지 않았기 때문이다. 따라서 접착력에 영향을 주는 초기 압력을 조절하였다. Fig. 3(b)와 같이 초기 압력을 10N까지 주었을 때, 건조한 환경에서는 4N에서 접착력이 saturation되었지만 젖은 환경에서는 8N 이상의 더 높은 압력에서 접착력이 saturation되는 것을 확인하였다. 이는 젖은 환경일 때 글래스 표면의 물을 모두 배출하고 팁의 끝부분이 표면과 닿아 진공을 형성하기까지 더 많은 힘을 필요로 하는 근거가 될 수 있다.

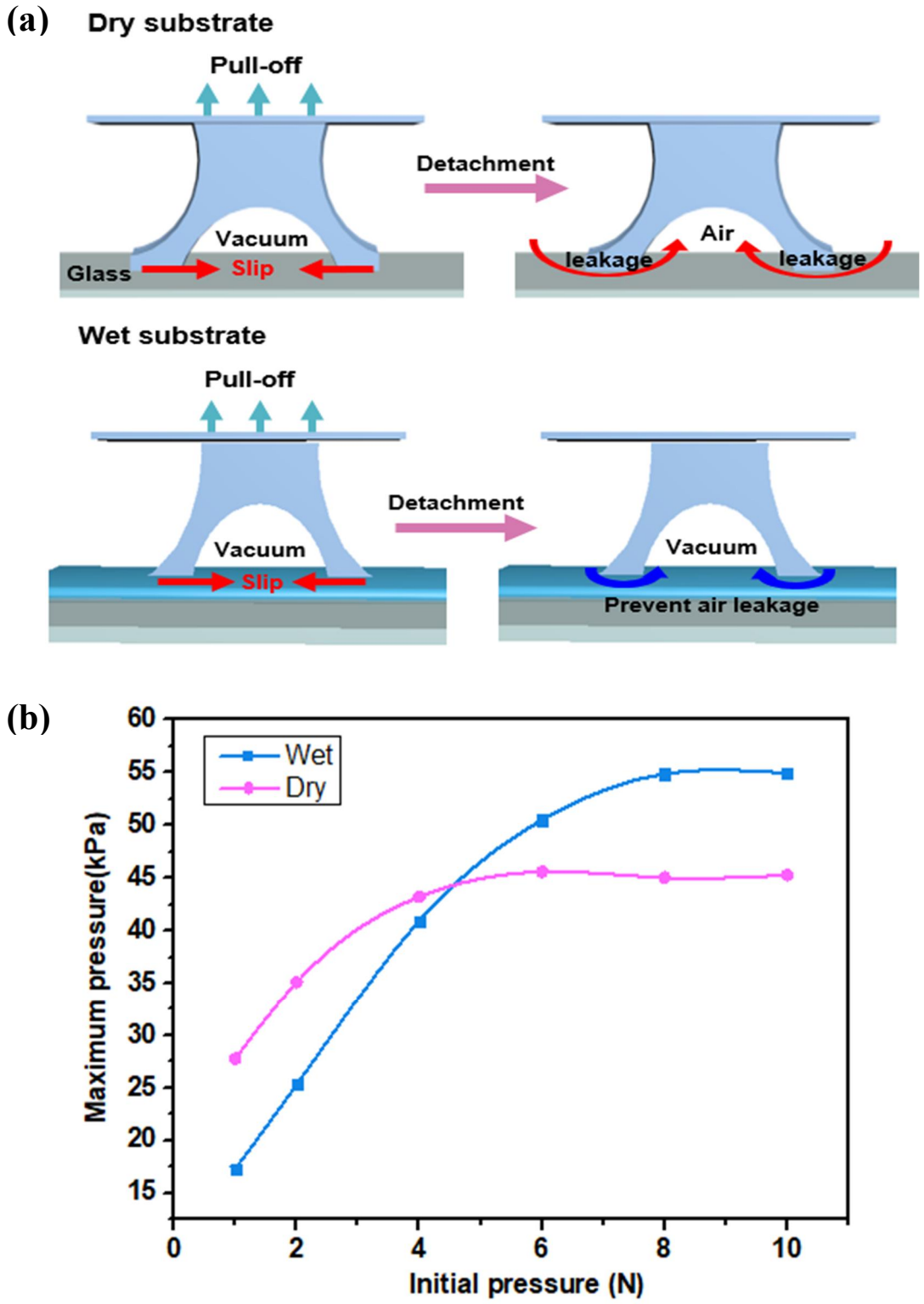


Figure 3. (a) Mechanism for pull-off system of suction cup adhesive patches with dry and wet conditions, (b) Maximum adhesion under initial pressure in dry and wet environments (100μm suction cup mold).

3. 4. 밀도에 따른 접착력의 차이와 초기압력의 영향

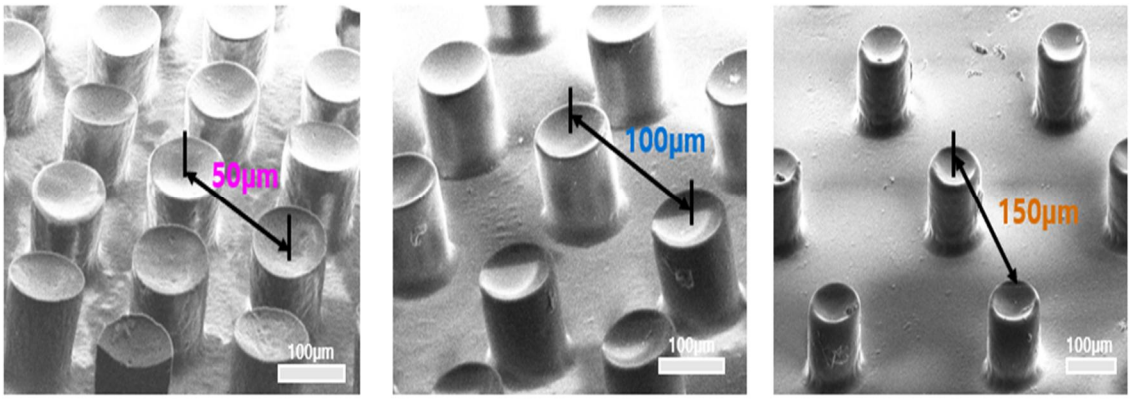
Fig. 4(a)와 같이 같은 면적(0.5X0.5cm^2) 당 구조 사이의 간격을 50, 100, 150μm로 조절하여 밀도가 다른 문어 빨판 패치를 제작했다. 구조체 사이의 간격이 50μm의 경우 밀도가 가장 높은 약 1270개의 빨판을 가지고, 100μm와 50μm는 각각 약 700개, 450개의 빨판을 가졌다. 세 개의 샘플 모두 높이는 Fig, 1(c)와 같이 80μm로 고정하고 PDMS와 경화제의 비율도 10wt%로 고정하였다.

문어 빨판이 가지는 총 스트레스는 단위면적 당 빨판의 개수에 비례하므로 건조하거나 습한 환경 모두에서 가장 밀도가 높은 50μm의 접착 패치가 접착력이 가장 높을 것이라 예상했다. 그러나 Fig. 4(b)와 같이 건조한 환경에서 밀도가 가장 높은 50μm의 접착 패치는 가장 낮은 최대 접착력을 보였다. Fig. 4(c)의 OM 이미지와 Fig. 4(d)의 (i)과 같이 건조한 환경에서 외부 압력을 주어 빨판 패치를 표면에 attachment할 때, 빨판 패치의 팁은 최대한 표면에 가까이 부착되어야 한다. 이 때 표면에 닿는 팁의 면적이 커지며(165μm), 밀도가 높은 50μm의 경우 구조체 사이 간격이 작아 근처의 구조체들에 의해 물리적인 간섭을 받는다. 이는 suction effect의 효과가 일어나는 것을 방해하며, detachment 과정 중 공기 누출을 더 빨리 일으키기 때문에 건조한 환경에서의 접착력이 낮다. 100μm와 150μm의 경우 attachment 과정 중 빨판 패치의 팁이 최대로 커져도 충분한 간격이 있으므로 물리적 간섭 없이 높은 접착력을 보인다. 또한 밀도에 비례하므로 150μm의 경우 가장 낮은 문어 빨판 개수를 가져 100μm의 빨판 패치보다 낮은 접착력을 보인다. 건조한 환경의 경우 4N의 초기압력에서 세 샘플모두 접착력의 포화를 보였다. 즉 4N의 압력에서 suction effect가 생기는 부분이 가장 많아지는 것을 알 수 있다.

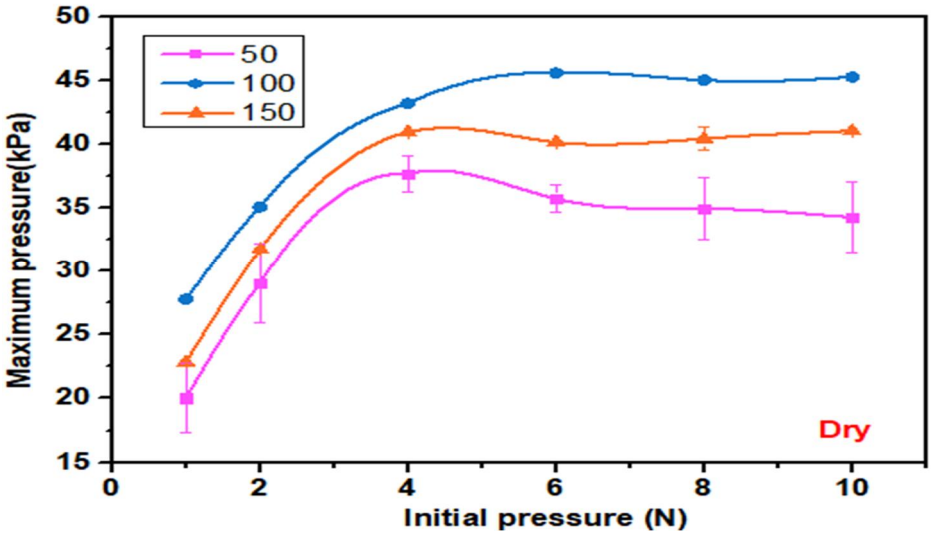
젖은 환경에서는 suction effect가 생기는 4N 전으로는 PDMS의 hydrophobic한 성질과 수막 효과로 인해 세 샘플 모두 낮은 접착력을 보인다. 그러나 4N을 지나서부터 밀도에 비례하여 접착력이 강해진다. 젖은 환경에서는 앞서 예상한 것과 같이 밀도가 가장 높은 50μm, 100μm, 150μm의 순서로 접착력이 높다. 건조한 환경과 다른 접착력을 보이는 50μm의 경우, fig. 4(d)의 (ii)와 같이 젖은 환경일 때 물이 구조체 사이의 충전재(filler)의 역할을 하므로 외부에서 최대 압력을 주어도 근처 구조체들의 간섭을 받지 않아 suction effect가 더 많이 발생하게 되고 최대 접착력을 보이게 된다. 100μm와 150μm의 경우 8N을 지나며 접착력이 포화되지만, 50μm의 경우

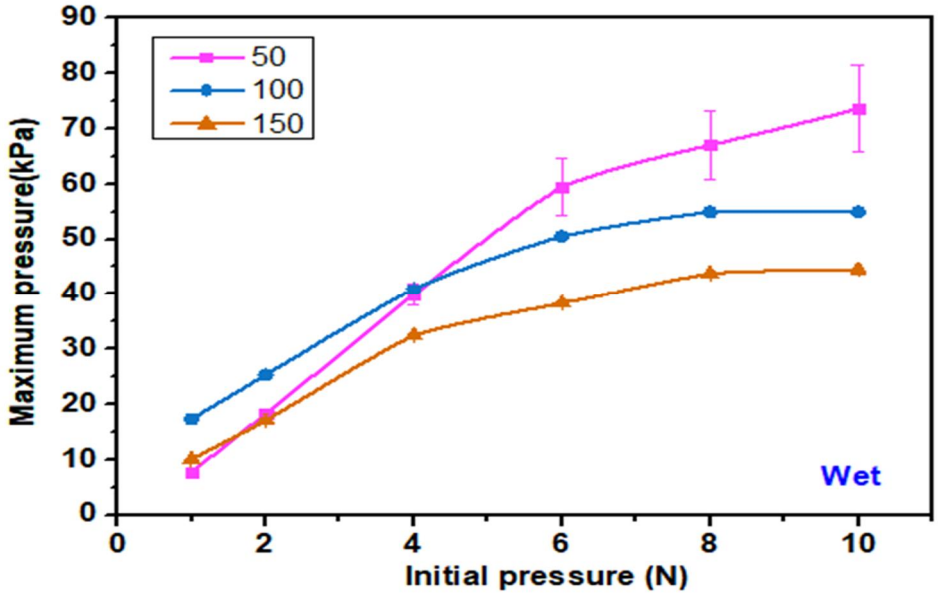
밀도가 높아 외부압력에 저항하는 힘이 더 크기 때문에 8N보다 더 강한 힘을 주었을 때 접착력이 더 증가하였다. 100μm와 150μm를 비교했을 때에도 건조한 환경과 비슷하게 밀도가 낮은 150μm가 100μm 보다 더 낮은 접착력을 보였다.

(a)

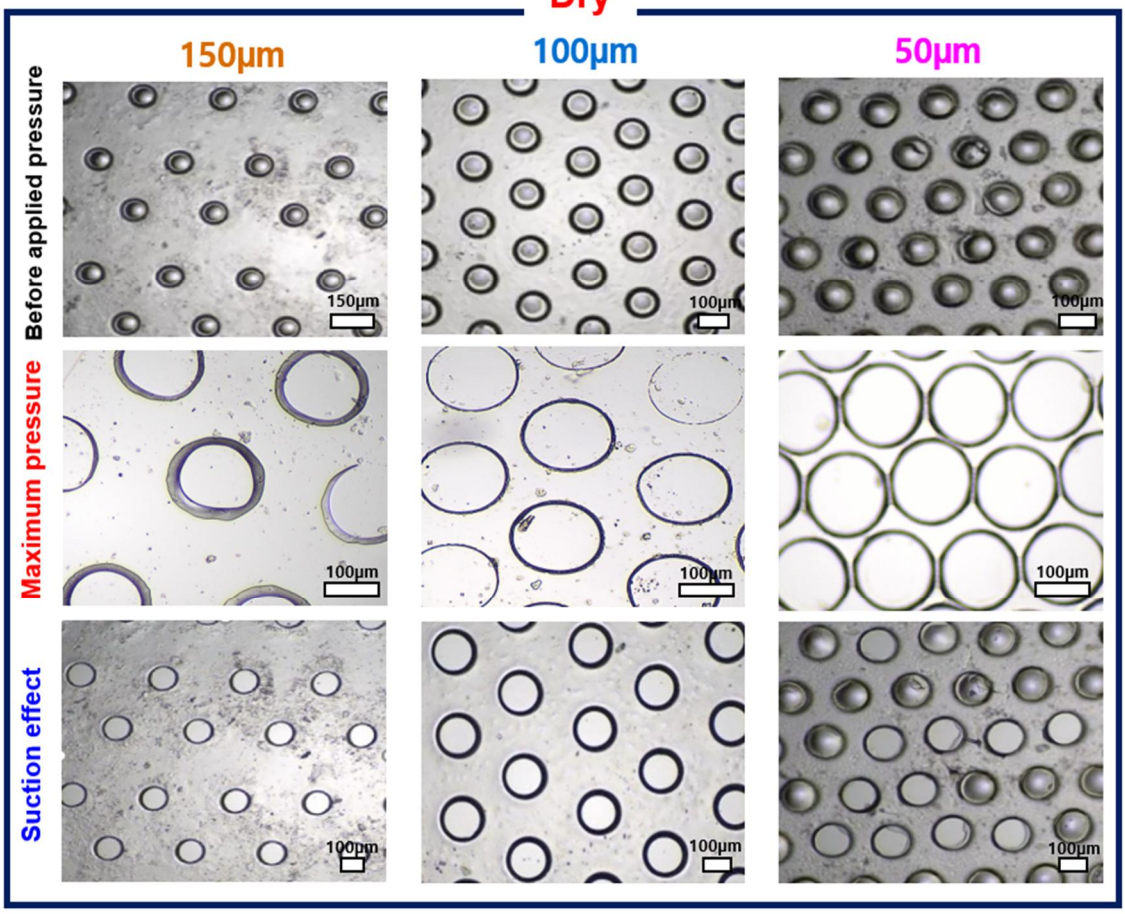

50μm
100μm
150μm
100μm
100μm
100μm

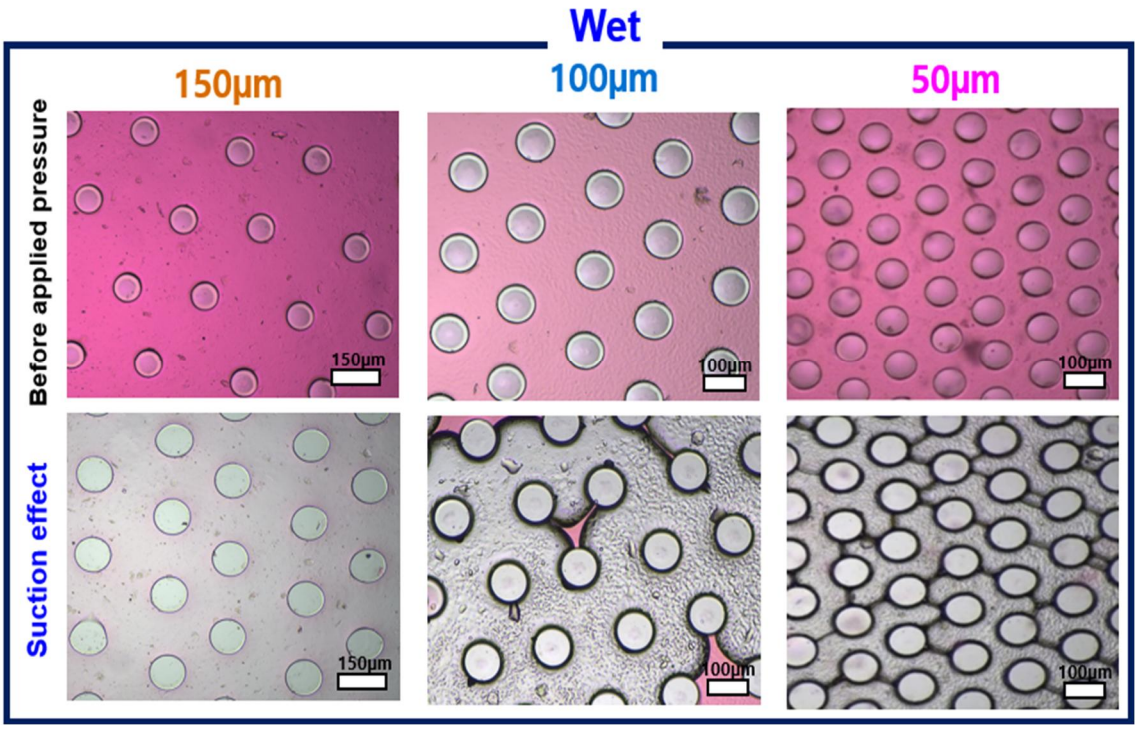
(b)


Maximum pressure(kPa)
Initial pressure (N)
50
100
150
Dry


Maximum pressure(kPa)
Initial pressure (N)
50
100
150
Wet

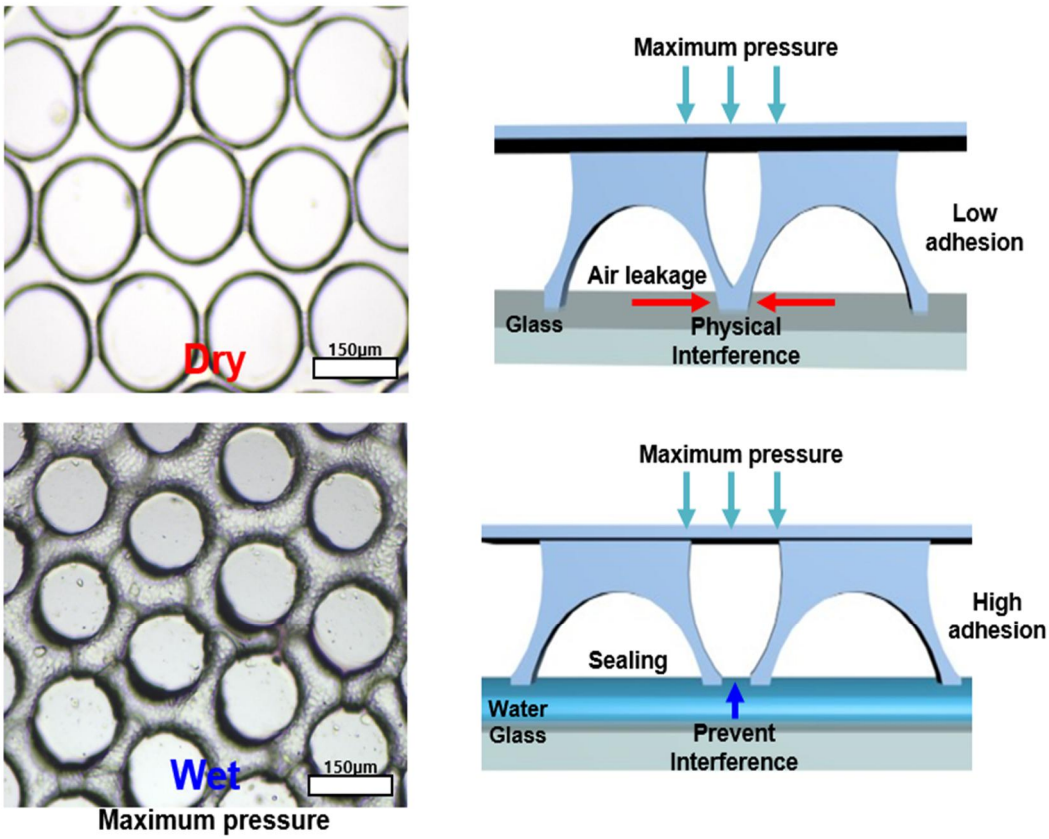
(c)


Dry
150μm
100μm
50μm
Before applied pressure
Maximum pressure
Suction effect
150μm
100μm


Wet
150μm
100μm
50μm
Before applied pressure
Suction effect
150μm
100μm

(d)

(i)



(ii)

Figure 4. (a) SEM image of suction cup mold with different density of tips, (b) Adhesion force according to initial pressure in dry and wet environments depending on different density of the tips, (c) OM image of attachment process with different density of tips in dry and wet conditions, (d) OM image and mechanism of 150μm suction cup patch in dry and wet conditions.

4. 결 론

본 연구에서는 문어 빨판 패치 제작을 통해 접착력에 영향을 주는 여러 요인들을 변화시켰을 때 달라지는 접착 특성을 분석하였다. 외부 압력을 이용한 높이 조절과 빨판의 크기, 밀도, 초기압력을 변화하여 최대 접착력을 확인하였다. 높이의 경우 가장 높은 굴곡을 가지는 80μm, 빨판의 직경은 접촉 면적이 넓고 수막이 가장 얇은 100μm에서 접착력이 가장 높았고, 밀도와 초기압력의 경우 50μm에서 가장 변화가 컸다. Fig. 5(a)와 같이 제작된 문어 빨판 패치는 건조한 글래스(50g)를 수중으로 옮기는 것이 가능하고, 수중에서도 부착이 가능하다. 본 연구를 헬스케어 디바이스에 응용하여 수분이 많은 피부에도 적용이 가능할 것이라 기대한다.

5. Future work

본 연구에서 문어 빨판 접착 패치를 제작하고 force gauge를 사용하여 접착력을 측정하였을 때, 건조한 환경보다 젖은 환경에서의 접착력이 높은 한계를 가지고 있다. 이를 극복하기 위해 Fig. 5(b)와 같이 개코도마뱀의 발바닥을 모티브로 하여 Van der Waals interaction을 증가시키기 위해 접촉 면적을 증가시키는 구조를 제안하고자 한다.

또한 헬스케어 디바이스로의 응용을 위한 CNT와 같은 전기전도성 물질을 추가하여 전기적 신호를 얻고자한다. 마지막으로 헬스케어 디바이스에 응용하여 제작된 접착력이 높은 문어 빨판 패치를 사용해 EMG, ECG와 같은 생체 신호를 얻는 것이 목표이다.

(a)

(b)

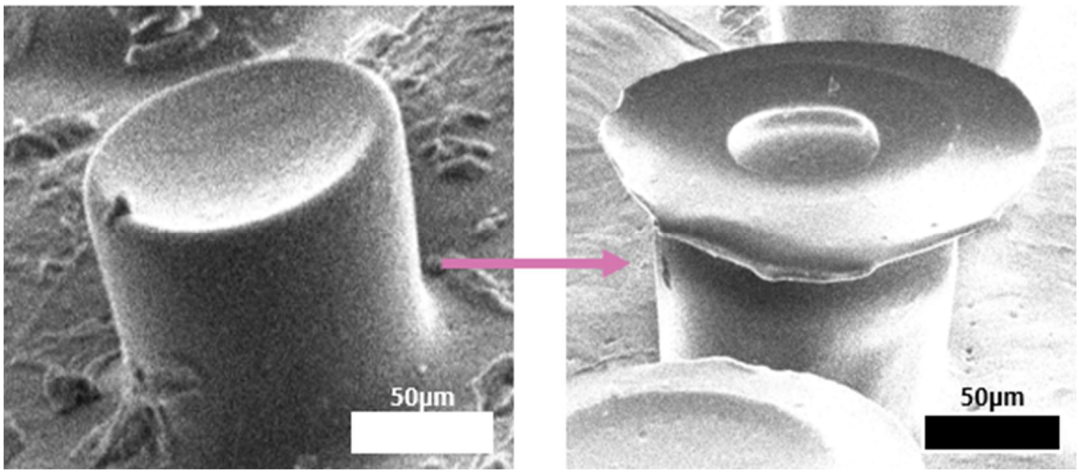


Figure 5. (a) Octopus suction cup adhesive pathces for adhesion in dry and wet environments, (b) SEM image of octopus suction cup with increased contact area through inking process

1. Son, D.; Kang, J.; Vardoulis, O.; Kim, Y.; Matsuhisa, N.; Oh, J. Y.; To, J. W.; Mun, J.; Katsumata, T.; Liu, Y., An integrated self-healable electronic skin system fabricated via dynamic reconstruction of a nanostructured conducting network. *Nature nanotechnology* **2018,** *13* (11), 1057-1065.

2. Cea, G.; Spyropoulos, P., Jastrzebska-Perfect, JJ Ferrero, JN Gelinas, and D. Khodagholy,"Enhancement-mode ion-based transistor as a comprehensive interface and real-time processing unit for in vivo electrophysiology,". *Nat. Mater* **2020,** *19*, 679-678.

3. Nawrocki, R. A.; Jin, H.; Lee, S.; Yokota, T.; Sekino, M.; Someya, T., Self-adhesive and ultra-conformable, Sub-300 nm dry thin-film electrodes for surface monitoring of biopotentials. *Advanced Functional Materials* **2018,** *28* (36), 1803279.

4. Vu, P. P.; Vaskov, A. K.; Irwin, Z. T.; Henning, P. T.; Lueders, D. R.; Laidlaw, A. T.; Davis, A. J.; Nu, C. S.; Gates, D. H.; Gillespie, R. B., A regenerative peripheral nerve interface allows real-time control of an artificial hand in upper limb amputees. *Science translational medicine* **2020,** *12* (533).

5. Tong, Y.; Liu, J., Review of Research and Development of Supernumerary Robotic Limbs. *IEEE CAA J. Autom. Sinica* **2021,** *8* (5), 929-952.

6. Moon, J.; Yi, G.; Oh, C.; Lee, M.; Lee, Y.; Kim, M., A new technique for three-dimensional measurements of skin surface contours: evaluation of skin surface contours according to the ageing process using a stereo image optical topometer. *Physiological measurement* **2002,** *23* (2), 247.

7. Kwak, M. K.; Jeong, H. E.; Suh, K. Y., Rational design and enhanced biocompatibility of a dry adhesive medical skin patch. *Advanced Materials* **2011,** *23* (34), 3949-3953.

8. Wu, H.; Yang, G.; Zhu, K.; Liu, S.; Guo, W.; Jiang, Z.; Li, Z., Materials, Devices, and Systems of On-Skin Electrodes for Electrophysiological Monitoring and Human–Machine Interfaces. *Advanced Science* **2021,** *8* (2), 2001938.

9. Huigen, E.; Peper, A.; Grimbergen, C., Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical and biological engineering and computing* **2002,** *40* (3), 332-338.

10. Yu, B.; Kang, S.-Y.; Akthakul, A.; Ramadurai, N.; Pilkenton, M.; Patel, A.; Nashat, A.; Anderson, D. G.; Sakamoto, F. H.; Gilchrest, B. A., An elastic second skin. *Nature materials* **2016,** *15* (8), 911-918.

11. Gallagher, A.; Ní Annaidh, A.; Bruyère, K. In *Dynamic tensile properties of human skin*, IRCOBI Conference 2012, 12-14 September 2012, Dublin (Ireland), International Research Council on the Biomechanics of Injury: 2012.

12. Baik, S.; Lee, H. J.; Kim, D. W.; Kim, J. W.; Lee, Y.; Pang, C., Bioinspired adhesive architectures: from skin patch to integrated bioelectronics. *Advanced Materials* **2019,** *31* (34), 1803309.

13. Yi, H.; Lee, S. H.; Seong, M.; Kwak, M. K.; Jeong, H. E., Bioinspired reversible hydrogel adhesives for wet and underwater surfaces. *Journal of Materials Chemistry B* **2018,** *6* (48), 8064-8070.
14. Miyamoto, A.; Lee, S.; Cooray, N. F.; Lee, S.; Mori, M.; Matsuhisa, N.; Jin, H.; Yoda, L.; Yokota, T.; Itoh, A., Inflammation-free, gas-permeable, lightweight, stretchable on-skin electronics with nanomeshes. *Nature nanotechnology* **2017,** *12* (9), 907-913.
15. Rivnay, J.; Owens, R. i. M.; Malliaras, G. G., The rise of organic bioelectronics. *Chemistry of Materials* **2014,** *26* (1), 679-685.
16. Kwak, M. K.; Pang, C.; Jeong, H. E.; Kim, H. N.; Yoon, H.; Jung, H. S.; Suh, K. Y., Towards the next level of bioinspired dry adhesives: new designs and applications. *Advanced Functional Materials* **2011,** *21* (19), 3606-3616.
17. Bae, W. G.; Kwak, M. K.; Jeong, H. E.; Pang, C.; Jeong, H.; Suh, K. Y., Fabrication and analysis of enforced dry adhesives with core-shell micropillars. *Soft Matter* **2013,** *9* (5), 1422-1427.
18. Pang, C.; Kwak, M. K.; Lee, C.; Jeong, H. E.; Bae, W. G.; Suh, K. Y., Nano meets beetles from wing to tiptoe: Versatile tools for smart and reversible adhesions. *Nano Today* **2012,** *7* (6), 496-513.
19. Autumn, K.; Sitti, M.; Liang, Y. A.; Peattie, A. M.; Hansen, W. R.; Sponberg, S.; Kenny, T. W.; Fearing, R.; Israelachvili, J. N.; Full, R. J., Evidence for van der Waals adhesion in gecko setae. *Proceedings of the National Academy of Sciences* **2002,** *99* (19), 12252-12256.
20. Hansen, W. R.; Autumn, K., Evidence for self-cleaning in gecko setae. *Proceedings of the National Academy of Sciences* **2005,** *102* (2), 385-389.
21. Kim, S.; Cheung, E.; Sitti, M., Wet self-cleaning of biologically inspired elastomer mushroom shaped microfibrillar adhesives. *Langmuir* **2009,** *25* (13), 7196-7199.
22. Lee, J.; Fearing, R. S., Contact self-cleaning of synthetic gecko adhesive from polymer microfibers. *Langmuir* **2008,** *24* (19), 10587-10591.
23. Feng, L.; Li, S.; Li, Y.; Li, H.; Zhang, L.; Zhai, J.; Song, Y.; Liu, B.; Jiang, L.; Zhu, D., Super-hydrophobic surfaces: from natural to artificial. *Advanced materials* **2002,** *14* (24), 1857-1860.
24. Baik, S.; Hwang, G. W.; Jang, S.; Jeong, S.; Kim, K. H.; Yang, T.-H.; Pang, C., Bioinspired Microsphere-Embedded Adhesive Architectures for an Electrothermally Actuating Transport Device of Dry/Wet Pliable Surfaces. *ACS Applied Materials & Interfaces* **2021,** *13* (5), 6930-6940.
25. Baik, S.; Kim, J.; Lee, H. J.; Lee, T. H.; Pang, C., Highly adaptable and biocompatible octopus-like adhesive patches with meniscus-controlled unfoldable 3D microtips for underwater surface and hairy skin. *Advanced Science* **2018,** *5* (8), 1800100.
26. Baik, S.; Lee, H. J.; Kim, D. W.; Min, H.; Pang, C., Capillarity-enhanced organ-attachable adhesive with highly drainable wrinkled octopus-inspired architectures. *ACS applied*

materials & interfaces **2019,** *11* (29), 25674-25681.
27. Baik, S.; Park, Y.; Lee, T.-J.; Bhang, S. H.; Pang, C., A wet-tolerant adhesive patch inspired by protuberances in suction cups of octopi. *Nature* **2017,** *546* (7658), 396-400.
28. Kier, W. M.; Smith, A. M., The Morphology and Mechanics of Octopus Suckers. *The Biological Bulletin* **1990,** *178* (2), 126-136.
29. Chen, Y.-C.; Yang, H., Octopus-inspired assembly of nanosucker arrays for dry/wet adhesion. *ACS nano* **2017,** *11* (6), 5332-5338.
30. Thanh-Vinh, N.; Takahashi, H.; Kan, T.; Noda, K.; Matsumoto, K.; Shimoyama, I. In *Micro suction cup array for wet/dry adhesion*, 2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, IEEE: 2011; pp 284-287.
31. Kim, S. H.; Lee, S. G., Superhydrophobic/Superoleophobic Spray Coatings based on Photocurable Polyurethane Acrylate and Silica Nanoparticles. *Journal of Adhesion and Interface* **2020,** *21* (2), 58-64.
32. Yoon, H.; Kim, T.-i.; Choi, S.; Suh, K. Y.; Kim, M. J.; Lee, H. H., Capillary force lithography with impermeable molds. *Applied physics letters* **2006,** *88* (25), 254104.
33. Balowski, J. J.; Wang, Y.; Allbritton, N. L., Fabrication of 3d microstructures from interactions of immiscible liquids with a structured surface. *Advanced Materials* **2013,** *25* (30), 4107-4112.
34. Wang, Y.; Kang, V.; Arzt, E.; Federle, W.; Hensel, R., Strong Wet and Dry Adhesion by Cupped Microstructures. *ACS Applied Materials & Interfaces* **2019,** *11* (29), 26483-26490.