# Self-healing UI: 機械的かつ電気的に自己修復するセンシングインタフェース

# 鳴海 紘也 <sup>\*†‡</sup> Fang Qin<sup>\*§</sup> Siyuan Liu<sup>¶</sup> Huai-Yu Cheng<sup>¶</sup> Jianzhe Gu<sup>†</sup> 川原 圭博<sup>‡</sup> Mohammad Islam<sup>¶</sup> Lining Yao<sup>†</sup>

概要. 自然界には,傷ついても機械的・電気的な損傷(骨や神経の損傷など)を自己修復する例が存在する. 本稿ではこのような自己修復機能を日常のインタフェースに付与することを目的として,Self-healing UI を 提案する.これは,切断しても断面を接触させておくだけで自律的に機械的強度を回復できる自己修復エラ ストマ Polyborosiloxane (PBS)を利用した柔らかいインタフェースである.また,導体として多層カーボ ンナノチューブ (Multi-Walled Carbon Nanotubes, MWCNTs)を分散させて複合素材 (MWCNTs-PBS) とすることで,機械的な故障と電気的な故障の両方を修復できる.本稿では,インタラクションに向けた実 用上の観点から,絶縁性の PBS と導電性の MWCNTs-PBS を組み合わせたハイブリッドなシステムを提 案した.さらに、システムの自己修復機能・柔軟性・センシング機能を利用して,ユーザの求める機能に応 じて形状と数を変化させるコントローラ型デバイスを実装した.

1 はじめに

自然界には、トカゲの尻尾や接ぎ木、人間の肌な ど、再生能力・修復能力を持つシステムが多数存在 する.本稿では、機械的信頼性と導電性を自己修復 できるエラストマを素材として用いることによって、 生体システムが持つ自己修復機能を日常のインタ フェースに付与することを目指す.

本研究の貢献は以下のようにまとめられる:

- Human-Computer Interaction (HCI) での 利用に向けて,自己修復機能を持ち,機械的 特性と電気的特性が調整可能な柔らかいイン タフェースを提案した
- 提案システムの機械的・電気的特性を計測した
- 素材の導電性・弾力・自己修復機能を利用したセンシング手法を提案・実装した
- 自己修復、変形、切断など、柔らかい自己修 復素材に特有の性質を積極的に利用して、コ ントローラ型デバイスを実装した

なお,素材の作製方法などの詳細な説明やその他 のアプリケーション事例は[7]に掲載予定なので,適 宜参照してほしい.

- Copyright is held by the author(s).
- \* Authors contributed equally.
- <sup>†</sup> Human-Computer Interaction Institute, Carnegie Mellon University
- ‡ 東京大学
- <sup>§</sup> Electrical and Computing Engineering, Carnegie Mellon University
- Materials Science and Engineering, Carnegie Mellon University

### 2 自己修復素材の分類

従来のポリマーの多くは不可逆的な共有結合によ り架橋しており,強い結合を持つ一方で,一度壊れ てしまうと架橋し直すのが難しい.そこで,架橋構 造を可逆的に修復できるポリマーがこれまでに複数 研究されてきた.HCIでの利用を考えるために,こ こでは自己修復素材の代表的な2つの分類を示す.

**外在的な修復と内在的な修復**.最も早く注目された自己修復の方式は、予めポリマーの中に修復を 促す薬品を封入した微小なカプセルを埋め込んでお き、破壊が起きた断面から薬品を流出させることで 修復を行うというものである.これは外在的な (= extrinsic) 修復と呼ばれる [11].しかしこのような 手法は、同じ場所が複数回壊れた場合に繰り返し修 復できないという欠点がある.対照的に、水素結合 や配位結合など、動的な架橋を利用した内在的 (= intrinsic) な修復 [5] は繰り返しの修復が可能である ため、日常での使用により適していると考えられる.

非自律的な修復と自律的な修復.自己修復素材 の中には,修復を開始するために光や熱など外部か らの刺激が必要な非自律的 (non-autonomous) な修 復をするもの [2] と,外的な刺激が無くとも自律的 (autonomous) に修復できるものとが存在する.前 者の非自律的な修復は,自己修復のタイミングを制 御できる利点を持つ一方で,修復に特殊な環境が必要 になりうるという欠点を持つ.非自律的な自己修復素 材の最も身近な例は,Fused Deposition Modeling (FDM) に用いられる熱可塑性樹脂などである.こ の素材は,加熱刺激によりガラス転移し,すでに積 層された部材と融着することができる.逆に後者の 自律的な修復を用いる場合,自然状態で修復が行え る利点を持つ一方で,修復のタイミングを制御でき ないという欠点が存在する.自律的な自己修復素材 の最も身近な例は,おしめやスライムなどに用いら れるハイドロゲル [10] である.しかし,ハイドロ ゲルのような溶媒を含む素材を使うと,時間経過に 伴って素材が乾き,性質が大きく変わることがある.

# 3 HCI に向けた自己修復素材

自己修復素材を HCI に利用する場合,以下の要件を考慮する必要があると考えられる:

- 薬品による化学変化・熱・光などの外的な刺激を使わず(=自律的)に、かつ、外部から素材を補給することなく何度でも繰り返し(= 内在的に)修復すること、これは、日常的な利用を想定した場合、自己修復の実現のために特別な環境を準備できない場合が多いと考えられるためである
- 2. アプリケーションに応じて機械的特性と導電 性を調整可能であること
- 3. 時間経過で劣化しない安定な素材であること
- 4. 簡単かつ低コストで作製可能であること
- 5. 生体親和性があること



図 1. MWCNTs-PBS の構造.酸素とホウ素が動的 な共有結合(=配位結合)を作るため、一度破壊 されても接触させるだけで繰り返し架橋が行える. MWCNTsはPBSの内部でネットワークを構成 し、導電性と機械的強度を担保する.

これらを踏まえて本稿では、自己修復素材 Polyborosiloxane (PBS) を使用することとした [5, 12]. PBS は上記の条件を満たす:(1)まず、図1上に示 すように、PBS は配位結合と呼ばれる動的な共有結 合によって架橋するため、室温で外部からの刺激な しに繰り返し修復する [5];(2)また、内部に分散さ せる多層カーボンナノチューブ (Multi-Walled Carbon Nanotubes, MWCNTs)の比率により、図1下 に示すネットワーク構造を調整し、導電性と機械的 強度を変更できる;(3)さらに、時間経過で容易に 乾燥・劣化するハイドロゲルなどとは異なり、長期 にわたって安定である;(4)混合プロセスのみを



 図 2. PBS の自己修復機能. (A) 導電性のない PBS と,導電性のある MWCNTs-PBS が接続後数秒 で自己修復を開始する様子. (B) PBS を 6 時間 かけて修復した様子.

利用して作製できるため [12], 簡単かつ低コストで ある;(5) 生体適合材料の Polydimethylsiloxane (PDMS) とホウ酸から合成されるので使用時の安全 性が高い.

なお、PBS 及び導電性を付与した PBS の研究自体は過去にも存在する [5, 12] が、本研究では、HCI での活用を前提として、PBS と MWCNTs を分散した PBS (MWCNTs-PBS) とのハイブリッドシステムやそのファブリケーション手法、アプリケーションなどを提案した.図2には、PBS と MWCNTs-PBS がそれぞれ数秒以内に機械的修復を始める様子と、6時間かけて修復する様子を示す.

#### 4 特性評価

この章では, PBS と MWCNTs-PBS が切断・再 接触の前後で電気的・機械的修復を行っていること を定量的に評価する.本章の実験ではそれぞれの計 測に *n=5* のサンプルを用いた.プロットは平均値 を示す.

#### 4.1 電気的特性



 図 3. MWCNTs-PBS の電気的特性.(A) MWC-NTs の質量比に対する導電率.(B) 電気的な修復 速度. <sub>の0</sub>は作製直後のサンプルの導電率. インタフェースとして利用するための適切な MWC-NTs の混合比を決定するために、まず、MWCNTs の混合比に対する素材の導電率を計測した(図 3A). 実験サンプルの最大・最小値を示すエラーバーが一 部被っているものの、MWCNTs の量に対して導電 率が単調増加する傾向が見られる.後述する3つの センサとして利用することを考慮して、以降の実験 では常に4wt%のサンプルを用いた.

次に、電気的な修復速度を調査した.図 3B は、 作製直後のサンプルの導電率を $\sigma_0$ としたとき、サ ンプルを切断して再接触させた際に導電率が時間経 過に対してどのように変化するのかを示している. これを見ると、再接触させてから導電率は単調に増 加し、6時間後には最初の値の96%まで修復してい る.さらに、同じサンプルの切断・再接触を10回 繰り返した際にも、導電率は最初の値の90%を維持 している.導電率が10%下がった原因としては、手 作業による再接触の際の位置ずれやほこりの混入な どが考えられる.

以上の結果から, MWCNTs-PBS の導電率調整 と電気的自己修復が可能であることが示された.

#### 4.2 PBS と MWCNTs-PBS の機械的特性



## 図 4. (A) PBS と (B) MWCNTs-PBS の機械的自 己修復特性. × 印はサンプルが破断した点を示す.

機械的な自己修復の特性を調べるために, 歪み $\varepsilon$ = 0 - 200%に対する応力 $\sigma$  [kPa] を調べる引張試験 を実施した. PBS と MWCNTs の結果を図 4A,B にそれぞれ示す.

まず図 4A の 1st stretching を見ると, PBS は  $\varepsilon < 5\%$  において弾性領域を示すことがわかる.その後サンプルは $\varepsilon = 180\%$ まで伸長して破断した. 次に,サンプルを予め切断・再接触させてから1,10, 60,360 分待ち,再び機械特性を計測した.その結 果,時間経過に従って破断する点が初期値に近づき, 6 時間後にはほぼ最初のプロットと重なることがわ かった.

図 4Bの MWCNTs-PBS の場合,弾性領域は $\varepsilon < 8\%$ に増加している.また,MWCNTsのネットワークが存在することにより,素材のヤング率が大きくなっている(=素材が丈夫になっている)ことがわかる.さらに,PBSと同様,時間経過に従って機械

的特性が修復している.その一方で,切断・再接触 から6時間経過しても,プロットは初期値と完全に 重なっていない.ここから,MWCNTs-PBS は内 部のMWCNTsネットワークが PBS の移動を制限 することによって,純粋な PBS ほどは速く修復し ないことが考えられる.

## 5 ハイブリットシステム

前章の電気的・機械的な特性評価の結果を踏まえる と、日常的なインタフェースを作るという実用上の 観点において個々の素材を別々に使うだけでは不十 分であり、2つの素材の欠点を補い合う必要があると 考えられる.そのため本稿では、PBSと MWCNTs-PBS のハイブリッドシステムを提案する.

自己修復の速度. PBS は導電性が無いものの,自 己修復が速い. 一方 MWCNTs-PBS は導電性があ るものの,自己修復は PBS に比べて遅い. そのた め, PBS と MWCNTs-PBS を組み合わせることに よって,再接続の直後でも機械的な自己修復を PBS が担い,電気的な接続を MWCNTs-PBS が担うこ とができる.

機械的強度. PBS は自己修復が速いものの,重力 などにより素材が流れ,形状が徐々に変わっていく 「クリープ」という現象を示す(図 5). これは長期 的な利用を前提としたデバイスでは致命的である. 一方, MWCNTs-PBS の場合,内部の MWCNTs ネットワークが PBS を支えるため,クリープはほと んど見られない. そこで MWCNTs-PBS を PBS の 基材や壁材として利用することによって,高速な自 己修復と形状・強度の維持を両立することができる.



 図 5. クリープの比較. PBS は 6 時間で大きく形状を 変えるが、MWCNTs-PBS はほぼ変形しない.

# 6 ファブリケーション

#### **6.1**素材の作製

PBS および MWCNTs-PBS の作製は, [12] に記 載されている手法を改良した.なお,以下に示した 素材の作製法に関する詳細な説明や図,改良点など は [7] に記載されている.

**PBS.** ホウ酸 1.0 g (B6768; Sigma) を 10 mLの メタノールに入れ,マグネチックスターラで1時間撹 拌する.その後 10 gの PDMS (silanol terminated, 35-45 cSt; Gelest)を足し,更に3時間マグネチック スターラで撹拌する.混合が終了したら,マグネッ トの回転を止めて,安定した場所で1時間程度放置 する.すると,液体が2層に分かれるので,沈殿し ている側をピペットで取る.これが硬化前の PBS 溶液である.ペトリ皿や型に移して 60 °C のオーブ ンで 24 時間加熱すると,PBS 溶液が硬化し,最終 的な PBS となる.

**MWCNTs-PBS**. 硬化前のPBS 溶液に MWC-NTs (Baytubes C 150 HP)を足し,超音波ホモジ ナイザー (Fisher Scientific Sonic Dismembrator Model 500)の出力100 Wで1時間の分散処理を行 う.分散を終えた硬化前の MWCNTs-PBS を真空 チャンバーに数分間置き,気泡を除去する.その後, 素材をペトリ皿や型に流し入れて整形する.60°C のオーブンで24時間加熱すると硬化して,最終的 な MWCNTs-PBS となる.

### 6.2 素材の整形

本稿では、まず PBS と MWCNTs-PBS をシー ト状に作製し、その後シートを所望の形状に切断し てデバイスを作製した。シートの切断には、レーザ カッタで所望の形状に整形したアクリルの型、もしく はドラッグナイフを搭載した CNC マシン (12'x12' CNC Machine; Zen Toolworks, D2 drag knife; Donek) を用いた.

## 7 センシング手法

この章では、MWCNTs-PBS を使った3つのセンシング手法(タッチ・圧力・切断)を提案する.図6 に各手法の原理と実際の様子を示す.ここで、圧力 センシングと切断センシングの2つは同じ回路構成 で実現していることに注意する.実装にはArduino Mega 2560 Rev 3 を利用した.

**タッチセンシング**. タッチセンシングは従来と同様 の静電容量方式で実現している.人体が近づくこと で MWCNTs-PBS との間に存在する容量値が増加 し、1次 Low Pass Filter (LPF)の時定数が変わる. そして入力した矩形波の波形が LPF の影響で遅れる ことを読み取る.実装には Arduino の Capacitive Sensing Library を用いた.

**圧力センシング**. 直列に配置された MWCNTs と 抵抗器の両端に Vcc (= 5 V) を印加し,抵抗器の 電圧を計測する. 圧力が加わると, MWCNTs-PBS が変形し抵抗値が上がる. その結果抵抗器にかかる 電圧が下がる. 前述の特性評価の結果から,センサ の変形が 8%以内の弾性領域であれば,圧力を除い た後にセンサは元の形状に戻る.

**切断センシング**. 圧力センシングと同様の回路で 行う. MWCNTs-PBS が切断されることにより抵 抗値が無限大になると,抵抗器での電圧値は0Vと なる. この手法は非常に単純であるが,素材が自己 修復するという特性を活かすことで,繰り返し切断 をセンシングできる点が独特である.



図 6.3 つのセンシング手法.(A, B) それぞれの動作 原理.(C, D, E) タッチセンシング・圧力センシ ング・切断センシングの実際の様子.センサの背後 にあるディスプレイで読み取り値を表示している.

## 8 アプリケーション

本章では、ここまでに示した素材の自己修復機能・ 柔軟性・センシング機能を利用した応用として、ユー ザの用途に応じて形状や個数、機能を変化させられ るコントローラ型デバイスを作製した.図7A,Bに、 それぞれコントローラの形状と内部構造を示す.1 つのコントローラには7つの MWCNTs-PBS セン サが搭載されており、6つのタッチセンサと1つの 圧力/切断センサとして動作する.

まず,図7Cに通常状態のコントローラを示す.この状態では普通のリモコンのようにタッチ・スライド・押し込みなどの動作が可能である.次に,図7Dにはロングモードを示す.ピアノの鍵盤など,通常よりも多くのキーを必要とする状況において,2つのコントローラを接触・融着させることで長い1つのコントローラを作ることができる.図7Eは腕輪 モードである.腕輪型のタッチスライダなどが必要な時,手首にデバイスを巻き付けて両端を接触・融着させることによって,従来のデバイスにはない大きな形状変化と接着剤不要の一体接続が可能となる.図7Fはカットモードである.多人数での使用が求められる際には,カッターでデバイスを分割することで,1つのコントローラを2つにすることができ



図 7. 必要な機能に応じて形状や個数を変化させること ができるコントローラ型デバイス. 6 つのタッチセ ンサと1 つの圧力/切断センサを搭載している.

る.いずれのモードでも,使用後には切断と自己修 復によって元のモードに戻すことができる.

特に図 7F の例から,自己修復の機能を積極的に 利用する(=わざと壊す)ことで,独特のタンジブ ルで直感的なインタフェースが実現できることが分 かる.もちろん,意図しない破壊があった際にも単 純に破壊面を接続するだけで修理できる.

### 9 議論と結論

## 9.1 デバイスの安全性について

ここでは,作製プロセスと使用時の2点について, Self-healing UI の安全性について議論する.端的に 言うと,Self-healing UI は肌に触れての使用が可能 であり.素手で触ったり,ハサミやカッター,素手 で素材を切断したりして構わない.一方,素材の作 成時には MWCNTs が飛散する可能性があるため, 必ず手袋・白衣・ドラフトチャンバー・適切な廃棄 方法などを準備し,所属機関の提示するトレーニン グを受けた人間が作業を行う必要がある.以下,そ の根拠について述べる.

**MWCNTsの安全性**. MWCNTsを使用する際 には,吸引しないように注意する必要がある.アス ペクト比の高いナノ粒子の吸引は,呼吸器に悪影響 を及ぼし,発がん性のリスクがある.本稿で使用し ている MWCNTs の肺への許容吸引限界値は約 0.05 mg/m<sup>3</sup> である [9].

しかし,実際に作製プロセスで用いる MWCNTs の粉末は,半径1mm程度の小さな球状に整形され ているため,重く,通常空中に飛散することはない. また,一度 MWCNTs が PBS の中に閉じ込められ てしまえば,ポリマーと MWCNTs との強い相互作 用によって切ったりちぎったりしたとしても構造体 から MWCNTs が飛散する可能性は低い([8]の図 S1 (e)を参照).そのため,Self-healing UI が肌に 触れたからといって,MWCNTs が皮下の細胞に触 れることはない.実際に MWCNTs は車のタイヤや 船の部品,フィルターなど様々な現場ですでに使用 されており,安全な使用が可能であることが実証さ れている [3].

とはいえ,作製プロセスにおいて誤って吸引して しまうリスクが存在するのは事実であるため,必ず データシートを参照した上で,適切な設備を利用し て実験する必要がある.

**PBS の安全性**. PBS は PDMS とホウ酸から合成される. PDMS は医療応用で最もよく使われるシリコンの1つであり,生体適合性の高さで知られている [1, 6]. また,ホウ酸はコンタクトレンズの洗浄液などにも使用されており,細胞毒性は低い [4]. PBS は Silly Putty [5] というおもちゃとして利用されることもある.

MWCNTs-PBS に対する過剰な熱. 硬化後の MWCNTs-PBS は安全に使用できると述べたが,数 百度を超える熱を与えないように注意する必要があ る. 過剰な熱は PBS の自己修復機能を破壊するだ けでなく, MWCNTs を閉じ込めていた PBS を溶 解・蒸発させてしまう可能性がある. そのため本稿 では,シートの切断にレーザカッタは使わず,熱の 発生しない型抜きとドラッグナイフを選択した.

#### 9.2 その他の自己修復素材の利用

本稿では、自己修復エラストマを使って柔らかい インタフェースを実現したが、実際には硬い素材が 求められる場面もある.例えば、PBSに絶縁性のナ ノ粒子を分散させて適切に粘弾性を調整すれば、絶 縁性で、かつクリープの生じない複合素材が実現で きる可能性がある.また、近年、ある程度硬く、常 温で自己修復するポリマーが報告された [13] ため、 硬い素材も利用できるようになる可能性がある.ま た、時には光や熱など、なんらかの刺激をトリガと して非自律的に自己修復を誘発したい場面もある. 例えば、前述のように FDM 方式の 3D プリンタに 使われる熱可塑性樹脂は熱をトリガとした自己修復 素材とみなせるため、トリガを持つ自己修復素材と して利用できる可能性がある.

## 9.3 配線

本稿で提案したコントローラのアプリケーション では、PBS および MWCNTs-PBS は自己修復する ものの、センサをマイコンにつないでいる配線は自 己修復しない.使い心地に関しては無線化したマイ コンを埋めるなどの処理である程度改善できるもの の、自己修復を前提とするため、配線を切らないよ うな取り回しに予め注意しておく必要がある.例え ばコントローラの場合には、デバイスを縦に二分割 しても配線が壊れないような配置になっている.な お、本稿では配線が柔軟性を阻害しないように、36 AWG の極細配線(UAA3607;Micron Meters)を 使用した.

#### 10 結論

本稿では,傷ついても自己修復する柔らかいイン タフェースを提案した.具体的には,HCIに求めら れる要件から PBS と MWCNTs-PBS を素材とし て選定し,これらのハイブリッドシステムを提案し た.さらに,インタフェースの自己修復機能・柔軟 性・センシング機能を利用して,ユーザの求める機 能に応じて形状と数を変化させるコントローラ型デ バイスを実装した.本稿およびマテリアル・サイエ ンスの知見を利用した研究が,HCIのツールとして 新たなインタラクションを実現することを願う.

## 謝辞

本研究は, the Carnegie Mellon University Manufacturing Futures Initiative (MFI) (the Richard King Mellon Foundation); Carnegie Bosch Institute Research Awards; Commonwealth of Pennsylvania (Department of Community and Economic Development); JST ACT-I (グラント番 号: JPMJPR18UN) の支援を受けたものである. また,研究の実施にあたりサポートをしてくれた Humphrey Yang, John Antanitis, Guanyun Wang, Michael Rivera, Danli Luo, Gierad Laput, Jack Forman および Morphing Matter Lab のメンバー に感謝する.

#### 参考文献

- G. Bartalena, Y. Loosli, T. Zambelli, and J. G. Snedeker. Biomaterial surface modifications can dominate cell-substrate mechanics: the impact of PDMS plasma treatment on a quantitative assay of cell stiffness. *Soft Matter*, 8:673–681, 2012.
- [2] M. Burnworth, L. Tang, J. R. Kumpfer, A. J. Duncan, F. L. Beyer, G. L. Fiore, S. J. Rowan, and C. Weder. Optically healable supramolecular polymers. *Nature*, 472(7343):334, 2011.

- [3] M. F. L. De Volder, S. H. Tawfick, R. H. Baughman, and A. J. Hart. Carbon Nanotubes: Present and Future Commercial Applications. *Science*, 339(6119):535–539, 2013.
- [4] D. M. Lehmann, M. E. Cavet, and M. E. Richardson. Nonclinical safety evaluation of boric acid and a novel borate-buffered contact lens multi-purpose solution, Biotrue multipurpose solution. *Contact Lens and Anterior Eye*, 33:S24 – S32, 2010.
- [5] Z. Liu, S. J. Picken, and N. A. M. Besseling. Polyborosiloxanes (PBSs), Synthetic Kinetics, and Characterization. *Macromolecules*, 47(14):4531–4537, 2014.
- [6] A. Mata, A. J. Fleischman, and S. Roy. Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems. *Biomedical Microdevices*, 7(4):281–293, Dec 2005.
- [7] K. Narumi, F. Qin, S. Liu, P. Cheng, J. Gu, Y. Kawahara, M. Islam, and L. Yao. Selfhealing UI: Mechanically and Electrically Selfhealing Materials for Sensing and Actuation Interfaces. In Proceedings of the 32nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology, UIST '19, To appear in Sept. 2019.
- [8] Y. Oh and M. F. Islam. Preformed Nanoporous Carbon Nanotube Scaffold-Based Multifunctional Polymer Composites. ACS Nano, 9(4):4103–4110, 2015.
- [9] J. Pauluhn. Multi-walled carbon nanotubes (Baytubes®): Approach for derivation of occupational exposure limit. *Regulatory Toxicology* and Pharmacology, 57(1):78 – 89, 2010.
- [10] L. Shi, P. Ding, Y. Wang, Y. Zhang, D. Ossipov, and J. Hilborn. Self-Healing Polymeric Hydrogel Formed by MetalLigand Coordination Assembly: Design, Fabrication, and Biomedical Applications. *Macromolecular Rapid Communications*, 40(7):1800837, 2019.
- [11] S. R. White, N. R. Sottos, P. H. Geubelle, J. S. Moore, M. Kessler, S. Sriram, E. Brown, and S. Viswanathan. Autonomic healing of polymer composites. *Nature*, 409(6822):794, 2001.
- [12] T. Wu and B. Chen. Synthesis of Multiwalled Carbon Nanotube-Reinforced Polyborosiloxane Nanocomposites with Mechanically Adaptive and Self-Healing Capabilities for Flexible Conductors. ACS Applied Materials & Interfaces, 8(36):24071–24078, 2016.
- [13] Y. Yanagisawa, Y. Nan, K. Okuro, and T. Aida. Mechanically robust, readily repairable polymers via tailored noncovalent cross-linking. *Sci*ence, 359(6371):72–76, 2018.