

Kemajuan Terbaru Dari Sensor Fleksibel Untuk Aplikasi Biomedis

Moh. Ali Ikbal

Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Trunojoyo Madura
Jl. Raya Telang, Perumahan Telang Indah, kamal, Kabupaten Bangkalan, Jawa Timur
e-mail : aliikbal456@gmail.com

Abstract - Flexible electronics, which integrated microelectronics, materials science, mechanics, physics, biology, etc. has great potential in various applications, such as wearable electronics, electronic eye cameras, electronic skins for diagnosis and treatment, flexible biomedical devices, flexible displays, etc [1–10]. The main advantage of flexible electronics is the ability to fit onto arbitrary curved surfaces, such as the human skin and organs, without significant changes in their characteristics, which makes it possible to manufacture wearable or implantable devices for human healthcare and monitoring [11–15]. Biological signals generated by a human body, representing the electrical, chemical, and mechanical activities that occur during various biological events, contain very important information about the human's physiological status and possible clinical cues of impending or unrecognized diseases [16–20]. Physiological measurements and stimulation techniques require electronic devices that can conform to the curvilinear surfaces of biological tissues and accommodate their large deformations. However, the conventional sensors, hindered by their rigidity from capturing analytes, suffer from poor-quality signal transduction. On the contrary, flexible sensors, which usually have low modulus, low bending stiffness, and elastic response to strain deformation, can capture target analytes more efficiently and generate higher quality signals. Thus, flexible sensors are thought to be potential candidates for biomedical applications and this field developed very fast in the past decade [21–50]. This review highlights the most recent advances of flexible sensors for next generation biomedical applications. The latest developments of flexible sensors for biomedical applications are mainly focused in detail, including the flexible sensors for skin-attached devices, and implantable devices. Finally, the challenges and future research directions of flexible sensors for biomedical applications are discussed.

Keywords — Flexible, electronics, Sensors, Biomedical, Electronics skins

Abstrak— Elektronik fleksibel, yang mengintegrasikan mikroelektronika, ilmu material, mekanika, fisika, biologi, dll. memiliki potensi besar dalam berbagai aplikasi, seperti elektronik yang dapat dipakai, kamera mata elektronik, kulit elektronik untuk diagnosis dipakai, kamera mata elektronik, kulit elektronik untuk diagnosis dan perawatan, perangkat biomedis fleksibel, tampilan fleksibel, dan lain lain [1–10]. Keuntungan utama dari elektronik fleksibel adalah kemampuannya untuk dipasang pada permukaan melengkung yang berubah-ubah, seperti kulit dan organ manusia, tanpa perubahan signifikan dalam karakteristiknya, yang memungkinkan untuk memproduksi perangkat yang dapat dipakai atau ditanamkan untuk perawatan kesehatan dan pemantauan manusia [11-15]. Sinyal biologis yang dihasilkan oleh tubuh manusia, mewakili aktivitas listrik, kimia, dan mekanik yang terjadi selama berbagai peristiwa biologis, mengandung informasi yang sangat penting tentang status fisiologis manusia dan kemungkinan isyarat klinis dari penyakit yang akan datang atau tidak dikenali [16-20]. Pengukuran fisiologis dan teknik stimulasi memerlukan perangkat elektronik yang dapat menyesuaikan dengan permukaan lengkung jaringan biologis dan mengakomodasi deformasi besar mereka. Namun, sensor konvensional, terhalang oleh kekakuannya dari menangkap analit, mengalami transduksi sinyal berkualitas rendah. Sebaliknya, sensor fleksibel, yang biasanya memiliki modulus rendah, kekakuan lentur rendah, dan respons elastis terhadap deformasi regangan, dapat menangkap analit target dengan lebih efisien dan menghasilkan sinyal berkualitas lebih tinggi. Dengan demikian, sensor fleksibel dianggap sebagai kandidat potensial untuk aplikasi biomedis dan bidang ini berkembang sangat cepat dalam dekade terakhir [21-50].

Tinjauan ini menyoroti kemajuan terbaru dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis generasi berikutnya. Perkembangan terbaru dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis terutama difokuskan pada detail, termasuk sensor fleksibel untuk perangkat yang dipasang pada kulit, dan perangkat implan. Akhirnya, tantangan dan arah penelitian masa depan dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis dibahas.

Kata Kunci— Fleksibel, elektronik, Sensor, Biomedik, kulit elektronik

I. PENDAHULUAN

Elektronik fleksibel, yang mengintegrasikan mikroelektronika, ilmu material, mekanik, fisika, biologi, dll. memiliki potensi besar dalam berbagai aplikasi, seperti elektronik yang dapat dipakai, kamera mata elektronik, kulit elektronik untuk diagnosis dan perawatan, perangkat biomedis fleksibel, tampilan fleksibel, dll [[1],[2],[3],[4],[5],[6],[7],[8],[9],[10]]. Keuntungan utama dari elektronik fleksibel adalah kemampuannya untuk menyesuaikan diri dengan permukaan melengkung yang berubah-ubah, seperti kulit dan organ manusia, tanpa perubahan signifikan dalam karakteristiknya, yang memungkinkan pembuatan perangkat yang dapat dikenakan atau perangkat implan untuk perawatan kesehatan manusia dan pemantauan [[11],[12],[13],[14],[15]].

Sinyal biologis yang dihasilkan oleh tubuh manusia, yang mewakili aktivitas listrik, kimia, dan mekanis yang terjadi selama berbagai peristiwa biologis, mengandung informasi yang sangat penting tentang status fisiologis manusia dan kemungkinan isyarat klinis dari penyakit yang akan datang atau tidak dikenali. [16],[17],[18],[19],[20]]. Pengukuran fisiologis dan teknik stimulasi memerlukan perangkat elektronik yang dapat menyesuaikan dengan permukaan lengkung jaringan biologis dan mengakomodasi mereka deformasi besar. Namun, sensor konvensional, yang terhalang oleh kekakuannya dalam menangkap analit, memiliki kualitas yang buruk transduksi sinyal. Sebaliknya, sensor fleksibel, yang biasanya memiliki modulus rendah, kekakuan lentur rendah, dan respons elastis terhadap deformasi regangan, dapat menangkap analit target secara lebih efisien dan menghasilkan sinyal berkualitas lebih tinggi. Dengan demikian, sensor fleksibel dianggap sebagai kandidat potensial untuk aplikasi biomedis dan bidang ini berkembang sangat cepat dalam dekade terakhir.

[[21],[22],[23],[24],[25],[26],[27],[28],[29],[30],[31],[32],[33],[34],[35],[36],[37],[38],[39],[40],[41],[42],[43],[44],[45],[46],[47],[48],[49],[50]].

Ulasan ini menyoroti kemajuan terbaru dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis generasi berikutnya. Perkembangan terbaru dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis terutama difokuskan pada detail, termasuk sensor fleksibel untuk perangkat yang dipasang pada kulit, dan perangkat implan. Akhirnya, tantangan dan arah penelitian masa depan dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis dibahas.

II. METODE PENELITIAN

A. Metode

Pada metode kali ini yaitu menggunakan Sensor ultra tipis, lembut, fleksibel, dan dapat diregangkan untuk merancang diagnosis kesehatan pribadi dan sistem perawatan dengan membuat perangkat biomedis yang dapat dipakai untuk pemantauan kesehatan berkelanjutan dan pengobatan pencegahan, penelitian ini dilakukan di negara China pada oktober 2021

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

• Bahan penginderaan fungsional untuk sensor fleksibel

Kinerja penginderaan dari sensor fleksibel didominasi oleh bahan penginderaan aktif yang digunakan. Untuk membuat perangkat elektronik yang fleksibel, pada dasarnya ada dua ide. Yang pertama adalah eksplorasi material baru yang tahan deformasi besar, seperti bahan organik. Yang lainnya adalah untuk meningkatkan fleksibilitas dan kemampuan meregangkan bahan anorganik, seperti logam, semikonduktor. Sampai sekarang, ada tiga kelompok bahan penginderaan yang telah digunakan untuk membuat sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis [[51],[52],[53],[54],[55],[56],[57],[58],[59],[60]].

Kelompok pertama adalah bahan organik, yang secara intrinsik fleksibel dan elektroniknya dan optoelektronik properti dapat dengan mudah disetel dengan menempelkan aditif fungsional yang berbeda ke rantai utama, yang menjadikannya kandidat ide untuk sensor fleksibel. Misalnya, transistor film tipis fleksibel telah dibuat dengan banyak semikonduktor organik, yang menunjukkan respons yang sangat baik terhadap sinyal fisik eksternal. Meskipun bahan anorganik film besar / tipis kaku, mereka menunjukkan fleksibilitas yang sangat baik setelah ukurannya turun ke skala nanometer. Dibandingkan dengan bahan organik, bahan anorganik berukuran nano biasanya menunjukkan sifat elektronik atau optoelektronik yang jauh lebih baik, menjadikan bahan anorganik kelompok kandidat lain untuk elektronik fleksibel. Beberapa logam berukuran nano juga digunakan sebagai elemen penginderaan untuk sensor fleksibel, seperti Ag kawat nano, au nanopartikel, dan lain-lain. Berdasarkan sifat respons bahan penginderaan fleksibel terhadap rangsangan yang berbeda, pada dasarnya kami dapat membagi bahan penginderaan ke dalam kelompok berikut: bahan respons mekanis, bahan respons foto, bahan respons kemo, bahan respons termo, dan bahan respons kelembaban. [[33],[34],[35],[36]]. Bahan respons mekanis yang fleksibel digunakan untuk membuat sensor tekanan atau regangan dengan respons yang sangat baik terhadap berbagai rezim tekanan atau regangan pada posisi berbeda pada tubuh manusia selama aktivitas fisik yang berbeda. Misalnya, nanofiber terbungkus graphene oxide (rGO) yang dibungkus P(VDF-TrFe) digunakan untuk membuat sensor tekanan fleksibel, yang menunjukkan batas deteksi sangat rendah 1,2 Pa dan sensitivitas tinggi 15,6 kPa.⁻¹[29]. Penelitian tentang bahan respons foto dapat ditelusuri kembali ke awal abad

ke-19. Bahan foto-respons fleksibel memiliki aplikasi luas dalam perangkat biomedis. Misalnya, Someya et al. membuat bahan organik yang sangat fleksibel fotonik kulit dengan mengintegrasikan dioda pemancar cahaya polimer tiga warna (merah, hijau, dan biru) dan organik fotodetektor[54]. Kulit fotonik dapat secara efisien mendeteksi informasi biologis dan menampilkannya secara digital pada saat yang bersamaan. Telah diketahui dengan baik bahwa penyerapan gas di permukaan dapat menyebabkan perubahan yang cukup besar dalam resistivitas listrik (atau konduksi) semikonduktor [66]. Sensor gas berdasarkan semikonduktor biasanya menunjukkan spesifisitas yang tinggi dan selektivitas. Sayangnya, dalam banyak kasus, suhu lebih tinggi dari 200^oC diperlukan untuk membuat sensor gas menunjukkan fungsionalitas yang baik, yang membuat sensor gas konvensional tidak cocok untuk aplikasi elektronik fleksibel yang dipasang di kulit. Untuk membuat sensor gas yang fleksibel, bahan chemo-response harus dirancang secara rasional. Sebagai contoh, dekat lapangan teknik electrospinning digunakan untuk mensintesis polikristali nZn₂GeO₄ kabel mikro. Zn polikristalin yang disintesis sebagai Zn₂GeO₄ nanowires menunjukkan kinerja penginderaan yang meningkat secara drastis pada suhu kamar terhadap gas amonia daripada Zn kristal tunggal Zn₂GeO₄ nanowires karena adanya batas butir kepadatan tinggi [66]. Sensor gas fleksibel digunakan untuk memantau lingkungan sekitar dan keadaan dalam tubuh manusia. Memetakan suhu kulit di beberapa area tubuh tertentu (kepala, dll.) dapat memfasilitasi penentuan status kesehatan manusia dan memberikan informasi prediktif untuk mencegah penyakit. Bahan termo-responsif biasanya mengalami deformasi, perubahan listrik atau perubahan warna pada variasi suhu. Mirip dengan bahan termo-responsif, bahan respons kelembaban fleksibel juga digunakan untuk memantau kondisi kesehatan manusia secara real-time. Fleksibel sensor kelembaban memiliki manfaat kesederhanaan dan kelayakan, tetapi dengan mengorbankan kecepatan responsif. Kami baru-baru ini mengembangkan sensor kelembaban fleksibel dengan sensitivitas tinggi, dan respons cepat (<0,3 dtk) menggunakan MoO₃ nanosheet [69]. Ini dapat digunakan untuk memantau pernapasan manusia non-invasif.

B. Sensor fleksibel untuk perangkat biomedis yang terpasang di kulit

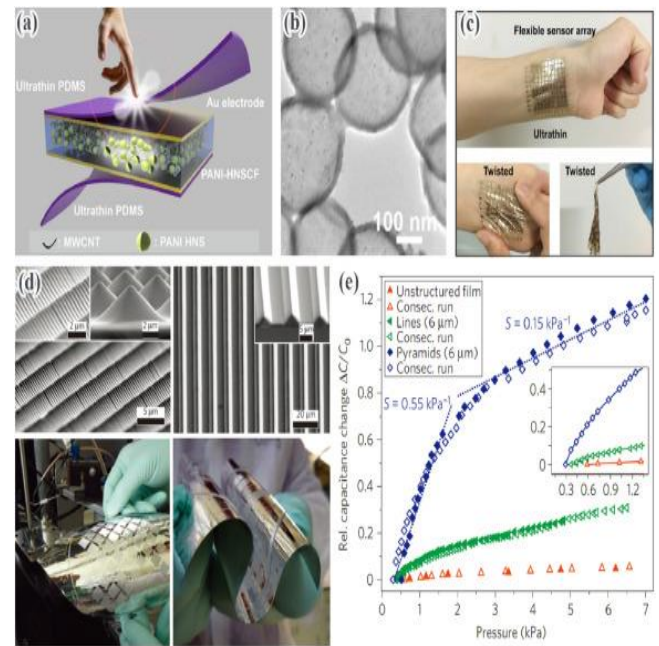
Kulit memberikan manusia organ terbesar untuk berinteraksi dengan lingkungan. Ini memiliki berbagai macam sifat penting seperti elastisitas, kemampuan penyembuhan diri, ketangguhan mekanik yang tinggi, suhu dan kemampuan penginderaan taktil, dll. Perangkat elektronik yang meniru sifat kulit manusia bersama dengan beberapa fitur tambahan biasanya disebut sebagai kulit elektronik atau kulit elektronik. Perangkat E-skin biasanya menempel pada permukaan kulit manusia untuk pemantauan kesehatan secara real-time. Jadi dalam beberapa kasus, mereka juga disebut elektronik di kulit, elektronik epidermal atau elektronik antarmuka kulit dengan fitur tipis, lembut, dapat diregangkan dan tahan lama. Mampu terintegrasi dengan mulus untuk menjadi bagian dari tubuh manusia untuk

pemantauan kesehatan vital jangka panjang yang berkelanjutan, Tekanan pemantauan waktu nyata atau regangan tubuh/organ manusia menyediakan aplikasi biomedis yang paling banyak menempel pada kulit. Sampai sekarang, banyak jenis sensor tekanan seperti kulit yang fleksibel telah dirancang dan dibuat, didominasi oleh empat jenis mekanisme: piezoresistif, kapasitif, piezoelektrik, dan efek triboelektrik, di mana dua jenis mekanisme pertama adalah arus utama dari pekerjaan saat ini.

Efek piezoresistif diaktifkan oleh perubahan arus atau resistansi yang disebabkan oleh gaya eksternal. Sensor tekanan piezoresistif memiliki fitur proses persiapan yang sederhana, konsumsi energi yang rendah, struktur perangkat yang sederhana dan sensitivitas yang sangat baik. Misalnya, sensor tekanan fleksibel dengan rGO@P (VDF-TrFe) menunjukkan sensitivitas tinggi $15,6 \text{ kPa}^{-1}$ karena tekanan yang diterapkan lebih tinggi dari 20 kPa dan sensitivitas $3,1 \text{ kPa}^{-1}$ ketika tekanan yang diterapkan lebih rendah dari 60 Pa [29]. Perangkat itu dipasang di pergelangan tangan, memungkinkan pemantauan denyut nadi pergelangan tangan secara real-time, yang sangat penting untuk diagnosis dini penyakit kardiovaskular kapan saja dan di mana saja.

Mengembangkan bahan fungsional baru dan membangun struktur perangkat khusus adalah cara penting untuk meningkatkan kinerja sensor tekanan piezoresistif fleksibel. Dalam beberapa tahun terakhir, banyak jenis bahan telah digunakan untuk membuat sensor tekanan, termasuk: nanotube karbon, grafena, polimerstruktur nano, MXene, dan komposisinya, dll. Misalnya, Yu et al. membuat wearable yang fleksibeltekanan sementara sensor dengan mengapit kertas tisu berpori MXene di antara biodegradable asam polilaktat (PLA) lembaran tipis dan lembaran tipis PLA berlapis elektroda interdigitated [28]. Perangkat yang dibuat menunjukkan sensitivitas tinggi dengan batas deteksi rendah 10,2 Pa, jangkauan luas hingga 30 kPa, respons cepat 11 ms, konsumsi daya rendah 10–8 W, reproduktifitas hebat selama 10.000 siklus, dan luar biasa kemampuan terurai. Selain itu, pada prinsipnya, ini dapat digunakan untuk memprediksi tanda-tanda awal yang mendasari penyakit Parkinson dengan mensimulasikan tremor statis. Struktur nano berongga memiliki intrinsik yang sangat baik keuletan dan cangkang bulat tipis, yang dapat sangat meningkatkan peralatan mekanis deformabilitas dengan menahan tekanan ekstrim. Dalam pekerjaan kami baru-baru ini, kami membuktikan bahwa pengenalan struktur nano berongga ke dalam bahan penginderaan untuk sensor tekanan fleksibel dapat sangat meningkatkan sensitivitas (Gambar 1 sebuah) [36]. polianilin (PANI) berongga nanospheres pertama kali disiapkan dengan PS nanospheres sebagai template. Nanosphere berongga PANI yang telah disiapkan kemudian dicampur dengan CNT untuk membentuk komposit film tipis untuk sensor tekanan fleksibel (Gambar 1B). Telah ditemukan bahwa sensor tekanan fleksibel dengan film tipis komposit memiliki sensitivitas tinggi $31,6 \text{ kPa}^{-1}$, yang jauh lebih tinggi daripada perangkat tanpa nanosfer berongga ($1,5 \text{ kPa}^{-1}$). Susunan sensor e-skin fleksibel ultra tipis juga dibuat,

menunjukkan stabilitas mekanis dan daya regangan yang luar biasa (Gambar 1C). Susunan sensor dapat disesuaikan dengan kulit manusia untuk aplikasi pemantauan waktu nyata tekanan darah arteri, detak jantung dan suhu tubuh, dan lain lain.



Gambar 1.

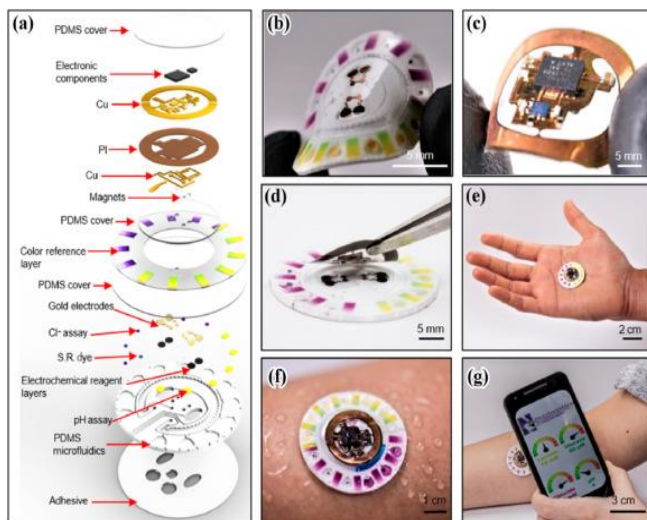
Gambar 1. (a) Gambar dan foto SEM dari susunan sensor tekanan ukuran besar dengan karet berstruktur mikro dielektrik lapisan. (b) Kurva tekanan-respon dari berbagai jenis sensor berstruktur mikro. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [36]. (c) Ilustrasi skema sensor tekanan dengan PANI bola berongga. (d) gambar TEM dari bola berongga PANI. (e) foto susunan sensor tekanan (E-skins), menunjukkan fleksibilitas yang sangat baik. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [38].

Sensor tekanan kapasitif fleksibel, yang terdiri dari dua flat konduktor tipis fleksibel paralel yang dipisahkan oleh dielektrik lapisan, biasanya menunjukkan respon cepat, sensitivitas tinggi, dan rendah histeresis. Lapisan dielektrik biasanya polivinilidenafluorida (PVDF) dan metakrilat, dll., sedangkan elektrodatertutama dibuat oleh salah satu lapisan bahan konduktif pada permukaan substrat fleksibel seperti polidimetilsiloksan

Sensor fleksibel berdasarkan efek piezoelektrik/triboelektrik baru-baru ini dikembangkan oleh Zhong Lin Wang et al. Misalnya, dalam sebuah karya baru-baru ini, Wang et al. mengembangkan sensor aktif triboelektrik implan mandiri, satu atap, dan multifungsi, yang dapat memantau tekanan darah secara real-time [37].

Hasil di atas menunjukkan kemajuan awal dan aplikasi dari sensor yang dapat dipakainya berfokus pada pengukuran sinyal fisik seperti detak jantung, tekanan darah, dll. Untuk memperoleh informasi kesehatan

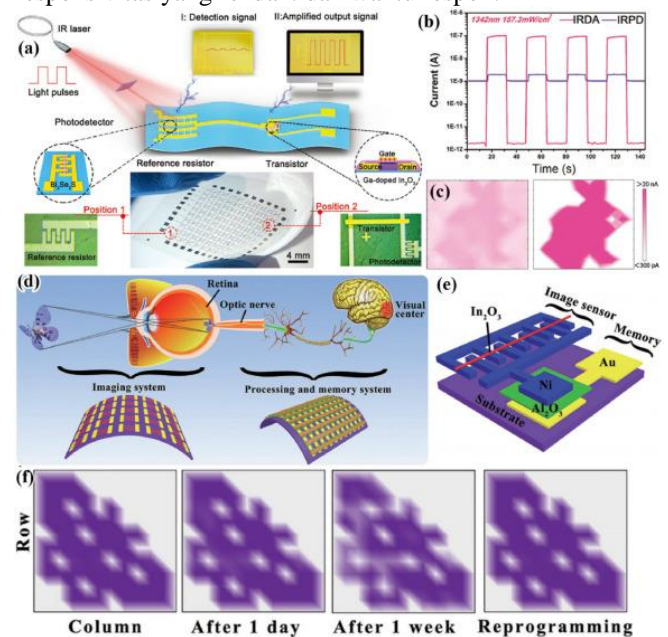
fisiologis yang lebih mendalam, upaya penelitian yang signifikan dicurahkan untuk mengembangkan perangkat biokimia yang dapat dikenakan, seperti sensor keringat. Sudah diketahui bahwa keringat adalah biofluida yang menarik untuk pemantauan kesehatan di tempat perawatan. Ini dapat diinduksi secara lokal dan non-invasif, dan biasanya membawa beragam biomolekul termasuk molekul keelektrolit, metabolit, protein dan sebagainya. Dibandingkan dengan metode pengujian keringat tradisional, sensor keringat yang dapat dikenakan mewujudkan pengukuran keringat di tempat dengan umpan balik waktu nyata, diagnosis dan perawatan yang tepat waktu, sehingga sensor tersebut telah menerima minat penelitian yang signifikan dalam beberapa tahun terakhir dan banyak jenis sistem sensor keringat yang dapat dikenakan telah dikembangkan [[39],[40],[41],[42],[43],[44],[45],[46],[47]].



Gambar 2.

Gambar 2. (a) Ilustrasi skema sistem penginderaan elektronik bebas baterai hibrid lengkap. (b) Fotomikrofluidapatch dengan sensor tertanam. (c) Foto elektronik NFC tanpa baterai. (d) Foto yang menunjukkan pemasangan magnetis reversibel dari elektronik NFC ke patch mikrofluida. (e) Foto sistem yang lengkap. (f) Foto yang menunjukkan perangkat selama pengukuran keringat. (g) Foto yang menunjukkan komunikasi nirkabel selama pengukuran. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [46]. Teknologi pencitraan yang lembut, tipis, dan fleksibel menyebabkan pertumbuhan pesat dalam perangkat pengukuran diagnostik medis dalam beberapa tahun terakhir. Mereka dapat digunakan untuk terus memantau informasi biologis seperti denyut nadi, tekanan darah, dan kadar oksigen darah, dll [[53],[54],[55],[56],[57],[58],[59],[60],[61],[62],[63],[64],[65]]. fotodetektor array adalah komponen inti dari sensor gambar yang fleksibel. Struktur nano berdimensi rendah seperti titik kuantum, kawat nano,

2D nanosheet dan semikonduktor organik telah digunakan untuk membuat fotodetektor fleksibel. Menggunakan kawat nano semikonduktor, grup kami membuat fotodetektor yang fleksibel dan dapat diregangkan yang mendeteksi cahaya dengan panjang gelombang berbeda, termasuk lampu UV, lampu tampak, dan dekat IR lampu. Array fotodetektor dapat mendeteksi dan membaca sinyal cahaya untuk menentukan lokasi distribusi spasial atau temporal dari informasi biologis yang sesuai. Kinerja penginderaan dari susunan fotodetektor fleksibel mendominasi kualitas informasi biologis yang diperoleh. Sayangnya, untuk susunan fotodetektor berbasis struktur nano semikonduktor dimensi rendah yang canggih, gambar yang diperoleh terutama untuk pencitraan yang merespons cahaya IR dekat masih jauh dari aplikasi nyata karena rasio arus on-off yang rendah, responsivitas yang rendah, dan waktu respon.



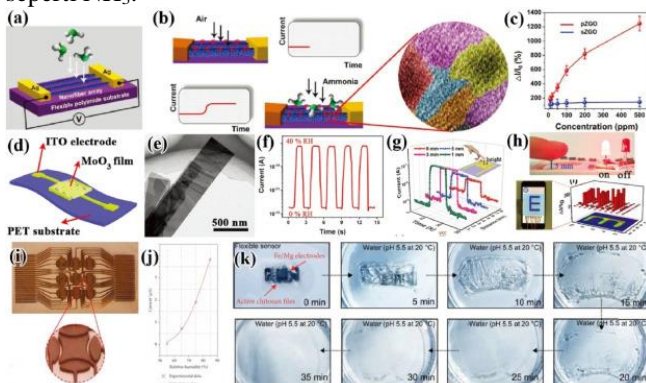
Gambar 3.

Gambar 3. (a) Ilustrasi skematik dari biomimetik sistem amplifikasi deteksi inframerah. (b) Fotorespons waktu sistem di bawah iluminasi cahaya IR 1342 nm. (c) Gambar keluaran sistem IR konvensional dan sistem IR amplifikasi. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [64]. (d) Diagram skema sistem visual manusia ketika kupu-kupu diamati oleh mata dan konsep memori visual buatan yang sesuai. (e) Ilustrasi skematis dari satu unit sistem memori visual yang diilhami secara biologis. (f) Pencitraan perilaku penyimpanan informasi dari sistem memori visual buatan. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [65].

Memori visual manusia dibentuk dengan menerima informasi gambar dari retina mata dan memungkinkan individu untuk mengingat tayangan gambar mata yang diamati di otak kita. Untuk meniru sistem memori visual manusia, kami baru-baru ini memperkenalkan perangkat

bermotivasi UV anggota dewan ke dalam array photodetektor fleksibel, seperti yang digambarkan dalam Gambar 3D [65]. Untuk setiap piksel, ini berisi fotodetektor microwire dan memristor oksida terintegrasi in-situ, berbagi satu elektroda, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3e. Array memori visual fleksibel yang terdiri dari 10×10 piksel juga dibuat untuk merekam informasi dari cahaya berpola yang diterapkan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sistem memori visual yang fleksibel dapat mewujudkan proses deteksi dan memori distribusi sinar UV untuk retensi jangka panjang dan informasi gambar yang disimpan juga dapat diatur ulang dengan menerapkan sapuan tegangan negatif. Yang penting, sistem dapat dengan mudah diprogram ulang ke distribusi gambar yang sama atau yang lain. Pekerjaan ini memberikan kesempatan bagi perwujudan memori visual manusia dan memungkinkannya untuk diterapkan pada perangkat elektronik dan mata elektronik yang dapat dipakai di masa depan.

Mendeteksi kemungkinan penyakit melalui cetakan bau napas seseorang diakui sebagai metode cepat dan non-invasif untuk skrining luas dan diagnosis penyakit melalui tanda tangannya organik yang mudah menguap. Sensor kimia (gas) yang fleksibel menyediakan cara yang ampuh untuk mendeteksi analit kimia secara real-time. Misalnya, Wang dkk. membuat sensor kimia fleksibel dengan polikristalin Zn_2GeO_4 kabel mikro sebagai bahan penginderaan (Gambar 4a-c) [66]. Batas butir densitas tinggi di kawat mikro menyediakan situs yang lebih aktif dan stabil secara mekanis daripada kabel kristal tunggal untuk deteksi real-time analit kimia, seperti NH_3 .



Gambar 4.

Gambar 4. (a) Skema, (b) prinsip kerja dan (c) plot sensitivitas polikristalin sensor ZGO. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [66]. (d) Skema MoO_3 nanosheet berbasis fleksibel sensor kelembaban. (e) gambar TEM dari MoO_3 lembar nano. (f) Penginderaan kelembaban perangkat secara real-time. (g) Kurva I-V dari sensor ke ujung jari pada jarak vertikal yang berbeda. (h) Ilustrasi sensor non-kontak. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [69]. (i) Struktur perangkat, (j) Perubahan arus sesuai dengan kelembaban dan (k) Gambar optik dari degradasi

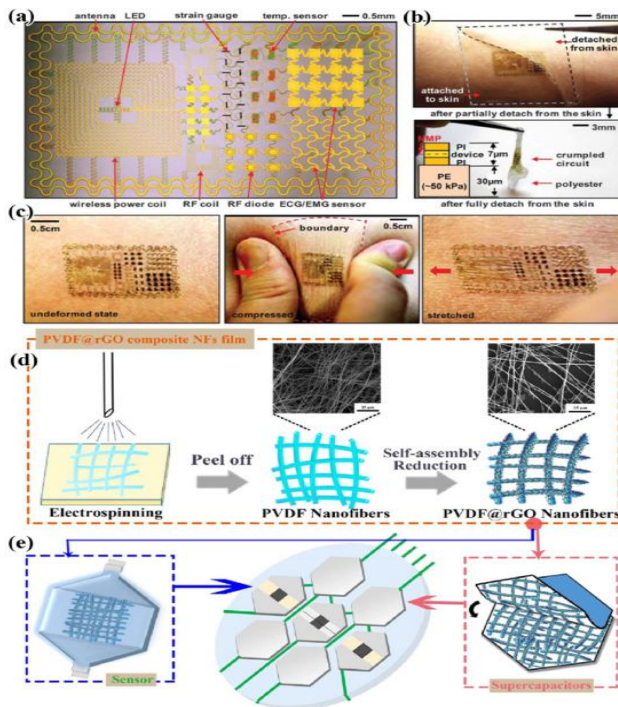
perangkat fleksibel bioprotonic. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [70].

Biokompatibilitas adalah permintaan yang sangat penting untuk aplikasi biomedis yang menempel pada kulit dan pengembangan bahan biokompatibel dan biodegradable yang berbiaya rendah secara intrinsik adalah cara yang sangat penting. Baru-baru ini, Wang dkk. mendemonstrasikan fungsi biokompatibel dan biodegradable polisakarida untuk sensor kelembaban fleksibel, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4 saya-k [70]. Perangkat yang dibuat menunjukkan respons yang sangat baik terhadap kelembaban dan dapat digunakan untuk memantau kondisi pernapasan manusia serta untuk aplikasi kontrol non-kontak. Setelah masa pakainya, perangkat dapat sepenuhnya terurai, sebagian besar mengurangi risiko terhadap tubuh manusia.

Semua sensor fleksibel yang diperkenalkan di atas mampu mendeteksi stimulus target. Faktanya, hingga saat ini, sebagian besar sensor fleksibel yang dilaporkan adalah sensor modal tunggal, yang sulit untuk memenuhi permintaan yang dipersonalisasi untuk merasakan beberapa rangsangan pada saat yang bersamaan. Oleh karena itu, dalam beberapa tahun terakhir, banyak penelitian telah dilakukan untuk mengembangkan sensor fleksibel multifungsi yang dapat mendeteksi dua atau lebih rangsangan eksternal untuk memenuhi aplikasi praktis dalam memperoleh berbagai informasi. Gambar 5a-c menunjukkan contoh yang baik dari sensor multifungsi yang dibuat oleh John Rogers et al. [71]. Sensor multifungsi terdiri dari kumpulan beberapa jenis sensor termasuk sensor suhu, sensor regangan dan sensor elektrofisiologi, skala mikrodioda pemancar cahaya (LED), elemen rangkaian aktif/pasif termasuk transistor, dioda, dan resistor, kumpulan daya nirkabel, dan frekuensi radio elemen komunikasi termasuk frekuensi tinggi induktor, kapasitor, osilator, dan antena. Semua elemen ini sangat padat dan terintegrasi pada ultrafleksibel larut dalam air PVA film, yang cocok dengan epidermis. Menggunakan $rGO@PDVF$ serat nano sebagai penginderaan dan elektroda, Shen et al. sistem penginderaan multifungsi yang mengandung sensor gas, fotodetektor, dan sensor tekanan yang ditenagai oleh mikro-superkapasitor terintegrasi in-situ, seperti yang digambarkan dalam Gambar 5d dan e [72]. Setelah terisi penuh, mikro-superkapasitor terintegrasi dapat menggerakkan ketiga jenis sensor untuk mendeteksi perubahan secara real-time baik dalam kondisi lingkungan maupun tanda-tanda fisiologis kesehatan. Menggunakan bahan fungsional yang sama, sistem terintegrasi sebagian besar dapat disederhanakan untuk memenuhi aplikasi praktis.

Gambar 5. (a) Foto elektronik multifungsi yang dicocokkan dengan epidermis. (b) Perangkat terkelupas sebagian dan seluruhnya dari kulit. (c) perangkat multifungsi pada kulit di bawah kondisi puntiran yang berbeda. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [71]. (d) Proses fabrikasi bahan penginderaan fungsional. (e) Ilustrasi sistem

penginderaan multifungsi. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [72].

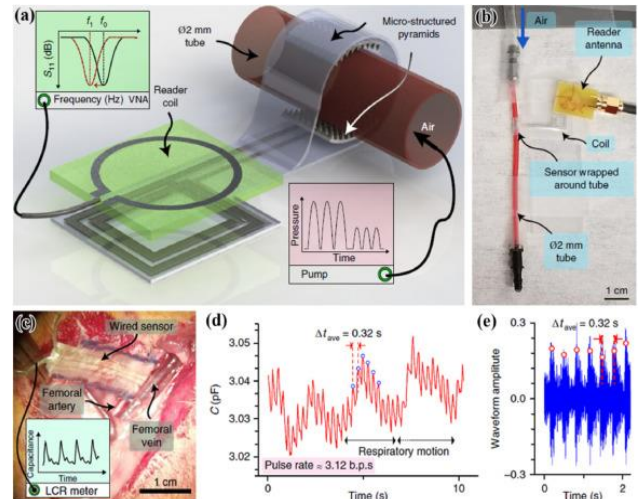


Gambar 5.

C. Sensor fleksibel untuk perangkat biomedis implan

Perangkat biomedis implan telah menerima perhatian yang signifikan dalam beberapa tahun terakhir karena mereka dapat memberikan penyembuhan yang belum pernah terjadi sebelumnya untuk pasien yang menderita penyakit neurodegeneratif, nyeri kronis dan sebagainya. Dibandingkan dengan perangkat medis yang melekat pada kulit, perangkat biomedis implan sebagian atau seluruhnya dimasukkan ke dalam tubuh manusia, yang menyediakan cara yang ampuh untuk pemantauan terus menerus, meminimalkan rasa sakit dan ketidaknyamanan orang [[73],[74],[75],[76],[77],[78],[79]]. Perangkat biomedis implan memiliki beberapa keunggulan dibandingkan perangkat pemantauan lainnya dan mereka dapat memantau metabolit biologis, stimulasi listrik saraf, deteksi sinyal listrik, memulihkan fungsi tubuh, dan juga digunakan untuk pengiriman obat langsung dari dalam tubuh manusia [73].

Kemampuan untuk memantau aliran darah manusia sangat penting untuk pemulihan pasien dan hasil pasien setelah beberapa operasi rekonstruktif yang kompleks. Saat ini, teknologi pemantauan implan kabel yang paling umum tersedia secara klinis memerlukan koneksi kabel dan fiksasi yang cermat untuk deteksi yang akurat, sehingga hanya dapat digunakan di rumah sakit. Selain itu, kabel yang ditanamkan harus dilepas setelah digunakan. Dalam beberapa tahun terakhir, bahan biodegradable telah digunakan untuk membuat perangkat biomedis implan, seperti implan saraf, pengiriman obat, dll. Pada 2019,

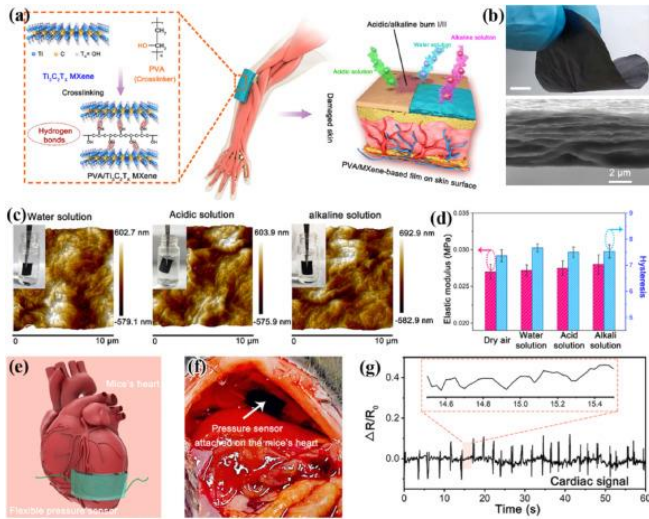


Gambar 6.

Gambar 6. (a) Ilustrasi skematis dan (b) foto sistem sensor nadi-arteri yang dapat terurai secara hayati dan fleksibel. (c) Gambar situs implantasi dengan sensor kabel yang melilit arteri femoralis dan difiksasi dengan jahitan. (d) kapasitansi terukur dari sensor kabel yang ditanamkan selama pengujian in vivo. (e) Suara terukur berbentuk gelombang dari luar USG Doppler selama pengukuran sensor kapasitif. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [77].

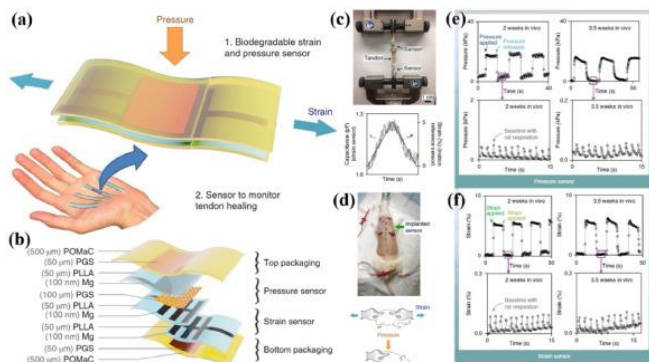
Ketahanan terhadap beberapa lingkungan yang keras (asam, larutan alkali, suhu tinggi, dll.) penting untuk beberapa sensor implan fleksibel untuk menjaga kinerja yang stabil. Baru-baru ini, Wang dkk. mensintesis 2D ikatan silang polimer yang biokompatibel dan stabil MXene gabungan film pendek dan membuat sensor tekanan implan yang sangat stabil untuk biomonitoring in vivo, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 7[78]. PVAdigunakan sebagai crosslinker untuk mendapatkan 2D $Ti_3C_2T_x$ Film tipis komposit MXene melalui ikatan hidrogen yang kuat (Gambar 7a dan b). Film tipis komposit fabrikasi direndam dalam air, larutan asam dan basa selama 8 minggu untuk menyelidiki stabilitasnya di bawah kondisi yang keras (Gambar 7c dan d). Keduanya efektif modulus elastisitas dan histeresis dipertahankan dengan baik, mengungkapkan stabilitas yang sangat baik dari film tipis komposit. Sensor tekanan fleksibel yang dibangun di atas film tipis komposit dipasang pada permukaan jantung tikus untuk aplikasi penginderaan biologis. Sensor tekanan menunjukkan sinyal elektrokardiograf (EKG) yang kuat dengan sensitivitas tinggi dan standar deviasi (Gambar 7misalnya).

Gambar 7. (a) Ilustrasi film hibrida PVA/MXene untuk aplikasi E-skin dan (b) gambar optik dan SEM yang sesuai. (c) Gambar AFM dari film hibrida setelah direndam dalam larutan yang berbeda. (d) Efektif modulus elastisitas dan histeresis belajar. (e-g) Ilustrasi dan gambar optik dari sensor tekanan fleksibel yang dipasang pada jantung tikus dan sinyal elektronik terukur yang sesuai. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [78].



Gambar 7.

Mirip dengan perangkat biomedis yang menempel pada kulit, sensor implan multifungsi juga diperlukan untuk mendeteksi beberapa rangsangan *in vivo*. Misalnya, sensor implan untuk rehabilitasi memerlukan pengukuran regangan dan tekanan, karena tingkat regangan dan laju regangan adalah parameter paling penting untuk mengkarakterisasi sifat biomekanik jaringan lunak dan tahap penyembuhannya. Bao dkk. mengembangkan sensor tekanan dan regangan implan yang seluruhnya terbuat dari bahan yang dapat terurai secara hayati [79]. Struktur yang ditumpuk secara vertikal membuat sensor mampu membedakan regangan dan tekanan secara independen. Gambar 8 sebuah ilustrasi bahwa sensor dapat dilampirkan ke tendon untuk penilaian penyembuhan *real-time*. Struktur sensor yang ditumpuk secara vertikal diilustrasikan dalam Gambar 8B. *In vitro* dan studi *in vivo* dilakukan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 8c-f. Perangkat dapat terdegradasi secara perlahan setelah periode penggunaan selama lebih dari 2 minggu. Hasil dalam gambar menyimpulkan bahwa sensor menunjukkan biokompatibilitas dan fungsi yang sangat baik pada model tikus dan berpotensi dapat digunakan untuk pemantauan penyembuhan tendon secara *real-time*.

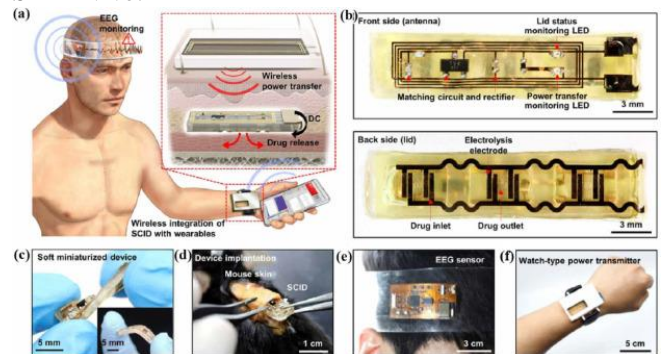


Gambar 8.

Gambar 8. (a,b) Ilustrasi sensor regangan dan tekanan yang sepenuhnya dapat terurai secara hayati dan dapat diregangkan. (c-f) *In vitro* dan studi *in vivo* dari strain biodegradable dan sensor tekanan. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [79].

Perangkat implan untuk pengiriman obat menawarkan kemampuan yang kuat dalam perawatan farmakologis lokal dan terkontrol [[80],[81],[82]]. Lee dkk. mengembangkan perangkat nirkabel yang fleksibel, lengket, dan dapat terurai secara hayati sebagai tampon berisi obat untuk pengiriman obat ke tumor otak [80]. Patch yang mengandung obat terdiri dari film hidrofilik yang mengandung obat pati teroksidasi (OST) dan poli (asam laktat) hidrofobik. Di antara kedua film ini, perangkat elektronik ultra-tipis berbasis magnesium sebagai pemanas nirkabel untuk penghantaran obat dengan suhu ringan. Aktuator sensor suhu nirkabel untuk aktuasi termik ringan yang dikendalikan disematkan. Patch dapat dilekatkan secara sesuai di lokasi operasi otak dan menyediakan pengiriman obat yang dikendalikan secara spasial dan diperpanjang sementara ke tumor otak sambil tetap meminimalkan kebocoran cairan serebrospinal.

Implantasi subkutan pada tikus subjek. Selain itu, hewan percobaan menunjukkan bahwa model tikus dengan status epileptikus (SE) berhasil diobati dengan SID *in vivo*.



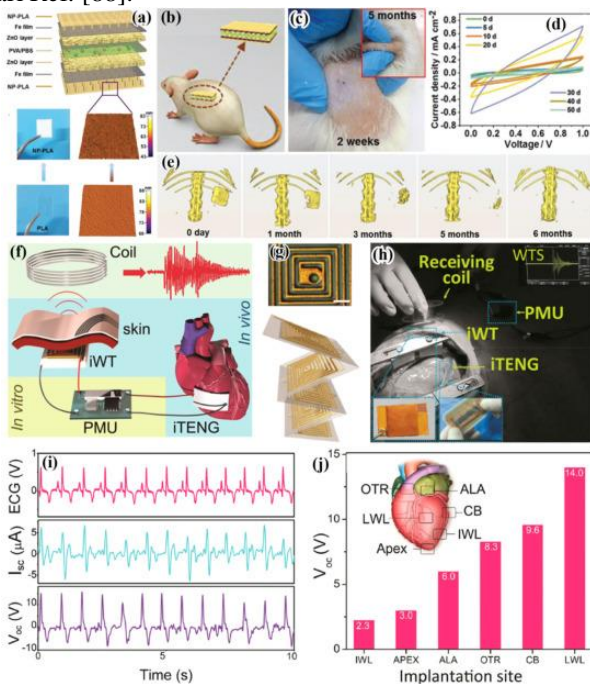
Gambar 9.

Gambar 9. Studi perangkat pengiriman obat implan lunak (SID) yang terintegrasi secara nirkabel dengan perangkat yang dapat dipakai untuk mengobati kejang fatal. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [82].

Perangkat biomedis implan digunakan untuk mendiagnosis, mencegah, dan menyembuhkan penyakit *in vivo*, seperti: alat pacu jantung, stimulator sumsum tulang belakang, dan stimulator otak dalam. Penggunaan *in vivo* jangka panjang perangkat biomedis implan sangat diinginkan, sehingga mengembangkan unit pemasok energi yang tepat sangat penting untuk memperpanjang masa pakai perangkat biomedis implan [[83],[84],[85]]. Secara umum, ada dua strategi untuk mengembangkan sumber daya untuk aplikasi jangka panjang: satu meningkatkan kapasitas sumber daya konvensional yang digunakan, dan yang lainnya adalah mengembangkan sumber daya baru yang dapat

memanen daya dari organisme manusia atau lingkungan sekitarnya.

Gambar 10. (a) Struktur dan morfologi kapasitor bioabsorbable (BC). (b) Diagram implantasi BC di daerah subkutan dorsal tikus Sprague-Dawley (SD). (c) Gambar situs implan yang mengandung BC sebelum dan sesudah degradasi pada waktu yang berbeda. (d) Kurva CV dari BC yang ditanamkan setelah 50 hari. (e) Biodegradasi in vivo BC pada tikus SD setelah 6 bulan. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [83]. (f-h) Nirkabel mandiri in vivopemantauan jantungmelalui nanogenerator triboelektrik implan. (i) In vivo V_{ok} dan I_{sc} dari nanogenerators dan secara bersamaan merekam EKG babi. (j) Keluaran nanogenerators di lokasi implan yang berbeda. Dicitak ulang dengan izin dari Ref. [88].



Gambar 10

Hasil dari dari penelitan tadi adalah untuk melihat energi dari tubuh manusia untuk perangkat biomedis implant dan pendekatan yang layak untuk penggerak berkelanjutan jangka panjang dari perangkat implan. Pertama kali dilaporkan oleh Zhong Lin Wang et al., piezoelektrik dan triboelectric nanogenerators terbukti menjadi unit pemanen energi potensial untuk elektronik yang dapat dipakai [[84],[85],[86],[87],[88]]. Kemajuan terbaru dari piezoelektrik dan nanogenerators menunjukkan bukti yang jelas dari unit-unit ini untuk aplikasi biomedis implan [88]. Salah satu contoh nanogenerators implan ditunjukkan di Gambar 10f-j, sebagai unit daya untuk pemantauan detak jantung nirkabel. Gambar 10f mengilustrasikan diagram skema sistem transmisi nirkabel self-powered berdasarkan nanogenerators dan foto yang sesuai ditunjukkan pada Gambar 10g dan h. Studi menemukan bahwa, didorong oleh detak jantung babi dewasa, tegangan keluaran dan arus yang sesuai dari nanogenerators

implan masing-masing ditingkatkan dengan faktor 3,5 dan 25, dibandingkan dengan kinerja keluaran in vivo yang dilaporkan. perangkat konversi energi biomekanik. Selain itu, nanogenerators dapat menghasilkan listrik secara terus menerus pada hewan aktif dalam 72 jam penelitian. Mengingat kinerja nanogenerators in vivo yang luar biasa, pekerjaan tersebut membuktikan bahwa nanogenerators dapat diterapkan tidak hanya untuk memberi daya pada perangkat biomedis implan, tetapi juga untuk membuat sistem pemantauan perawatan kesehatan mandiri dan nirkabel.

IV. KESIMPULAN

Dalam makalah ini, tinjauan komprehensif diberikan pada kemajuan terbaru dari sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis. Materi yang menunjukkan respons terhadap rangsangan yang berbeda pertama kali diperkenalkan secara singkat, termasuk bahan respons mekanis, bahan respons foto, bahan respons kemo, bahan respons termo, dan bahan respons kelembaban. Setelah bagian ini, aplikasi arus utama dari sensor fleksibel untuk perangkat biomedis yang terpasang pada kulit dan perangkat biomedis implan ditinjau secara komprehensif.

Meskipun penelitian yang berfokus pada sensor fleksibel untuk aplikasi biomedis menghabiskan sangat cepat dalam beberapa tahun terakhir dan telah menunjukkan beberapa aplikasi praktis yang menjanjikan, masih banyak masalah dan tantangan yang harus dipecahkan.

Pertama, stabilitas penginderaan perangkat biomedis implan harus ditingkatkan untuk aplikasi tubuh jangka panjang. Karena perangkat biomedis melekat pada kulit atau ditanamkan ke dalam tubuh manusia, banyak perhatian harus diberikan untuk mengatasi masalah keamanan perangkat. Salah satu cara yang efisien untuk mengatasi masalah ini adalah mengembangkan bahan biokompatibel.

Kedua, seperti yang kita ketahui, intervensi bedah invasif minimal adalah teknik diagnostik tingkat lanjut, yang memiliki waktu pemulihan lebih cepat dan risiko lebih rendah pada manusia dibandingkan dengan operasi tradisional. Perangkat medis intervensi yang fleksibel baru-baru ini dikembangkan. Namun, itu berkembang sangat lambat karena banyak masalah keamanan yang perlu dipecahkan. Banyak perhatian dan minat penelitian harus diberikan ke arah ini.

Sensor fleksibel dan nirsentuh tidak perlu ditempelkan ke kulit/organ atau disematkan di tubuh manusia sehingga menghindari masalah keamanan yang dihadapi perangkat biomedis yang dipasang di kulit atau implan. Namun, jenis sensor nirkontak yang dapat digunakan untuk aplikasi medis cukup terbatas, dan hanya ada beberapa nirkontak fleksibel sensor kelembaban dan sensor peka cahaya untuk aplikasi medis. Banyak pekerjaan yang harus dilakukan ke arah ini. Salah satunya adalah meningkatkan kinerja sensor nirkontak fleksibel dan yang lainnya adalah mengembangkan sensor nirsentuh baru.

Selain itu, hingga saat ini, hampir semua perangkat biomedis dengan sensor fleksibel yang dilaporkan memiliki

skala laboratorium, yang tidak sesuai untuk aplikasi praktis. Oleh karena itu, teknik manufaktur baru harus dikembangkan, seperti teknik pencetakan, dll. Dibandingkan dengan pengembangan sensor fleksibel untuk aplikasi yang menempel pada kulit, penelitian tentang sensor fleksibel untuk aplikasi implan terhambat karena banyak masalah teknis atau keamanan. Lebih banyak pekerjaan harus dilakukan lebih lanjut untuk mempromosikan arah ini.

V. DAFTAR PUSTAKA

- [1] C. Wang, K. Takei, T. Takahashi, A. Javey, *Chem. Soc. Rev.* 42 (2013) 2592–2609.
- [2] P. Wang, M. Hu, H. Wang, Z. Chen, Y. Feng, J. Wang, W. Ling, Y. Huang, *Adv. Sci.* 7(2020) 2001116.
- [3] Z. Liu, J. Xu, D. Chen, G. Shen, *Chem. Soc. Rev.* 44 (2015) 161–192.
- [4] S.I. Park, D.S. Brenner, G. Shin, C.D. Morgan, B.A. Copits, H.U. Chung, M.Y. Pullen, K.N. Noh, S. Davidson, S.J. Oh, J. Yoon, K.-I. Jang, V.K. Samineni, M. Norman, J.G. Grajales-Reyes, S.K. Vogt, S.S. Sundaram, K.M. Wilson, J.S. Ha, R. Xu, T. Pan, T.-I. Kim, Y. Huang, M.C. Montana, J.P. Golden, M.R. Bruchas, R.W. Gereau, J.A. Rogers, *Nat. Biotechnol.* 33 (2015) 1280–1286.
- [5] Q. Hua, J. Sun, H. Liu, R. Bao, R. Yu, J. Zhai, C. Pan, Z.L. Wang, *Nat. Commun.* 9(2018) 244.
- [6] J.C. Yang, J. Mun, S.Y. Kwon, S. Pakr, Z. Bao, S. Park, *Adv. Mater.* 31 (2019)1904765.
- [7] Y. Sun, W.M. Choi, H. Jiang, Y. Huang, J.A. Rogers, *Nat. Nanotechnol.* 1 (2006)201–207.
- [8] S. Choi, H. Lee, R. Ghaffari, T. Hyeon, D.H. Kim, *Adv. Mater.* 28 (2016) 4203–4218.
- [9] Y. Kim, J.H. Oh, *Appl. Sci.* 10 (2020) 6403.
- [10] D. Wang, L. Wang, W. Ran, S. Zhao, R. Yin, Y. Yan, K. Jiang, Z. Lou, G. Shen, *Nanomater. Energy* 76 (2020) 105109.
- [11] Y. Liu, M. Pharr, G.A. Salvatore, *ACS Nano* 11 (2017) 9614–9635.
- [12] L. Pan, A. Chortos, G. Yu, Y. Wang, S. Isaacson, R. Allen, Y. Shi, R. Dauskardt, Z. Bao, *Nat. Commun.* 5 (2014) 3002.
- [13] H. Wan, Y. Cao, L.W. Lo, J. Zhao, N. Sepulveda, C. Wang, *ACS Nano* 14 (2020)10402–10412.
- [14] Y. Lu, Z. Lou, K. Jiang, D. Chen, G. Shen, *Mater. Today Nano* 8 (2019) 100050.
- [15] Y. Cho, S. Park, J. Lee, K.J. Yu, *Adv. Mater.* 33 (2021) 2005786.
- [16] S. Yoshimoto, T. Araki, T. Uemura, Y. Noda, T. Sekitani, *IEICE Electron, Exp* 14(2017) 20.
- [17] L. Wang, K. Wang, Z. Lou, K. Jiang, G. Shen, *Adv. Funct. Mater.* 28 (2018) 1804510.
- [18] S.t. Han, H. Peng, Q. Sun, S. Venkatesh, K.S. Chung, S.C. Lau, Y. Zhou, Y.A.L. Roy, *Adv. Mater.* 29 (2017) 1700375.
- [19] D.H. Kim, R. Ghaffari, N. Lu, S. Wang, S.P. Lee, H. Keum, P. D'Angelo, L. Klinker, Y. Su, C. Lu, Y.S. Kim, A. Ameen, Y. Li, Y. Zhang, B. de Graff, Y.Y. Hsu, Z. Liu, J. Ruskin, L. Xu, C. Lu, F.G. Omenetto, Y. Huang, M. Mansour, M.J. Slepian, J.A. Rogers, *Proc. Natl. Acad. Sci. Unit. States Am.* 109 (2012) 19910–19915.
- [20] M. Han, L. Chen, K. Aras, C. Liang, X. Chen, H. Zhao, K. Li, N.R. Faye, B. Sun, J.H. Kim, W. Bai, Q. Yang, Y. Ma, W. Lu, E. Song, J.M. Baek, Y. Lee, C. Liu, J.B. Model, G. Yang, R. Ghaffari, Y. Huang, I.R. Efimov, J.A. Rogers, *Nat. Biomed. Eng.* 4 (2020) 997–1009.
- [21] Y. Zhan, W. Hong, W. Sun, J. Liu, *IEEE Electron. Device Lett.* 40 (2019) 1674–1677.
- [22] H. Lee, Y. Lee, C. Song, H.R. Cho, R. Ghaffari, T.K. Choi, K.H. Kim, Y.B. Lee, D. Ling, H. Lee, S.J. Yu, S.H. Choi, T. Hyeon, D.H. Kim, *Nat. Commun.* 6 (2015) 10059.
- [23] R. Yin, D. Wang, S. Zhao, Z. Lou, G. Shen, *Adv. Funct. Mater.* 31 (2021) 2008936.
- [24] L. Li, L. Gu, Z. Lou, Z. Fan, G. Shen, *ACS Nano* 11 (2017) 4067–4076.
- [25] L. Xiang, X. Zeng, F. Xia, W. Jin, Y. Liu, Y. Hu, *ACS Nano* 14 (2020) 6449–6469.
- [26] H. Shi, M. Al-Rubaia, C.M. Holbrook, J. Miao, T. Pinto, C. Wang, X. Tan, *Adv. Funct. Mater.* 29 (2019) 1809116.
- [27] L. Wang, D. Chen, K. Jiang, G. Shen, *Chem. Soc. Rev.* 46 (2017) 6764–6815.
- [28] Y. Guo, M. Zhong, Z. Fang, P. Wan, G. Yu, *Nano Lett.* 19 (2019) 1143.
- [29] Z. Lou, S. Chen, L. Wang, K. Jiang, G. Shen, *Nanomater. Energy* 23 (2016) 7–14.
- [30] Z. Lou, L. Wang, K. Jiang, G. Shen, *Nano Today* 26 (2019) 176–198.
- [31] D. Wang, L. Wang, Z. Lou, Y. Zheng, K. Wang, L. Zhao, W. Han, K. Jiang, G. Shen, *Nanomater. Energy* 78 (2020) 105252.
- [32] L. Li, Z. Lou, H. Chen, R. Shi, G. Zhen, *Sci. China Mater.* 62 (2019) 1139–1150.
- [33] L. Wang, K. Wang, Z. Lou, K. Jiang, G. Shen, *Adv. Funct. Mater.* 28 (2018) 1804510.
- [34] Z. Lou, L. Wang, K. Jiang, Z. Wei, G. Shen, *Mater. Sci. Eng. R* 140 (2020) 100523.
- [35] H. Chen, Z. Lou, G. Shen, *Sci. China Mater.* 63 (2020) 2560–2569. G. Shen *Progress in Natural Science: Materials International* xxx (xxxx) xxx10
- [36] Z. Lou, S. Chen, L. Wang, S. Shi, L. Li, K. Jiang, D. Chen, G. Shen, *Nanomater. Energy* 38 (2017) 28–35.

- [37] Y. Ma, Q. Zheng, Y. Liu, B. Shi, X. Xue, W. Ji, Z. Liu, Y. Jin, Y. Zou, Z. An, W. Zhang, X. Wang, W. Jiang, Z. Xu, Z.L. Wang, Z. Li, H. Zhang, *Nano Lett.* 16 (2016)6043–6051.
- [38] S.C.B. Mannsfeld, B.C.K. Tee, R.M. Stoltenberg, C.V.H.H. Chen, S. Barman, B.V.O. Muir, A.N. Sokolov, C. Reese, Z. Bao, *Nat. Mater.* 9 (2010) 859.
- [39] M. Bariya, L. Li, R. Ghattamaneni, C.H. Ahn, H.Y.Y. Nyein, L.-C. Tai, A. Javey, *Sci. Adv.* 6 (2020), eabb8308.
- [40] H.Y.Y. Nyein, M. Bariya, L. Kivimaki, S. Uusitalo, T.S. Liaw, E. Jansson, C.H. Ahn, J.A. Hangasky, J. Zhao, Y. Lin, T. Happonen, M. Chao, C. Liedert, Y. Zhao, L.-C. Tai, J. Hiltunen, A. Javey, *Sci. Adv.* 5 (2019), eaaw9906.
- [41] H.Y.Y. Nyein, M. Bariya, B. Tran, C.H. Ahn, B.J. Brown, W. Ji, N. Davis, A. Javey, *Nat. Commun.* 12 (2021) 1823.
- [42] M. Bariya, H.Y.Y. Nyein, A. Javey, *Nat. Electron.* 1 (2018) 160–171.
- [43] W. Gao, S. Emaninejad, 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, A. Javey, *Nature* 529 (2016) 509–514.
- [44] K. Kwon, H. Wang, J. Lim, K.S. Chun, H. Jang, I. Yoo, D. Wu, A.J. Chen, C.G. Gu, L. Lipschultz, J.U. Kim, J. Kim, H. Jeong, H. Luan, Y. Park, C.-J. Su, Y. Ishida, S.R. Madhvapathy, A. Ikoma, J.W. Kwak, D.S. Yang, A. Banks, S. Xu, Y. Huang, J.-K. Chang, J.A. Rogers, *Proc. Natl. Acad. Sci. Unit. States Am.* 118 (2021), e2020398118.
- [45] T.R. Ray, M. Ivanovic, P.M. Curtis, D. Franlin, K. Guventurk, W.J. Jeang, J. Chafetz, H. Gaertner, G. Young, S. Rebollo, J.B. Model, S.P. Lee, J. Ciraldo, J.T. Reeder, A. Hourlier-Fargette, A.J. Bandodkar, J. Choi, A.J. Aranyosi, R. Ghaffari, S.A. McColley, S. Haymond, J.A. Rogers, *Sci. Transl. Med.* 13 (2021), eabd8109.
- [46] A.J. Bandodkar, P. Gutruf, J. Choi, K. Lee, Y. Sekine, J.T. Reeder, W.J. Jeang, A.J. Aranyosi, S.P. Lee, J.B. Model, R. Ghaffari, C.-J. Su, J.P. Leshock, T. Ray, A. Verrillo, K. Thomas, V. Krishnamurthi, S. Han, J. Kim, S. Krishnan, T. Hang, J.A. Rogers, *Sci. Adv.* 5 (2019), eaav3294.
- [47] J.T. Reeder, Y. Xue, D. Franklin, Y. Deng, J. Choi, O. Prado, R. Kim, C. Liu, J. Hanson, J. Ciraldo, A.J. Bandodkar, S. Krishnan, A. Johnson, E. Patnaude, R. Avila, Y. Huang, J.A. Rogers, *Nat. Commun.* 10 (2019) 5513.
- [48] H.U. Chung, A.Y. Rwei, A. Hourlier-Fargette, S. Xu, K. Lee, E.C. Dunne, Z. Xie, C. Liu, A. Carlini, D.H. Kim, D. Ryu, E. Kulikova, J. Cao, I.C. Odland, K.B. Fields, B. Hopkins, A. Banks, C. Ogle, D. Grande, J.B. Park, J. Kim, M. Irie, H. Jang, J. Lee, Y. Park, J. Kim, H.H. Jo, H. Hahm, R. Avila, Y. Xu, M. Namkoong, J.W. Kwak, E. Suen, M.A. Paulus, R.J. Kim, B.V. Parsons, K.A. Human, S.S. Kim, M. Patel, W. Reuther, H.S. Kim, S.H. Lee, J.D. Leedle, Y. Yun, S. Rigali, T. Son, I. Jung, H. Arafa, V.R. Soundararajan, A. Ollech, A. Shukla, A. Bradley, M. Schau, C.M. Rand, L.E. Marsillio, Z.L. Harris, Y. Huang, A. Hamvas, A.S. Paller, D.E. Weese-Mayer, J.Y. Lee, J.A. Rogers, *Nat. Med.* 26 (2020) 418–429.
- [49] S. Han, J. Kim, S.M. Won, Y. Ma, D. Kang, Z. Xie, K.-T. Lee, H.U. Chung, A. Banks, S. Min, S.Y. Heo, C.R. Davies, J.W. Lee, C.-H. Lee, B.H. Kim, K. Li, Y. Zhou, C. Wei, X. Feng, Y. Huang, J.A. Rogers, *Sci. Transl. Med.* 10 (2018) eaan4950.
- [50] J.T. Reeder, J. Choi, Y. Xue, P. Gutruf, J. Hanson, M. Liu, T. Ray, A.J. Bandodkar, R. Avila, W. Xia, S. Krishnan, S. Xu, K. Barnes, M. Pahnke, R. Ghaffari, Y. Huang, J. Rogers, *Sci. Adv.* 5 (2019) eaau6356.
- [51] S. Lee, S. Franklin, F.A. Hassani, T. Yokota, M.O.G. Nayeem, Y. Wang, R. Leib, G. Cheng, D.W. Franklin, T. Someya, *Science* 370 (2020) 966–970.
- [52] Y. Wang, S. Lee, T. Yokota, H. Wang, Z. Jiang, J. Wang, M. Koizumi, T. Someya, *Sci. Adv.* 6 (2020), eabb7043.
- [53] S. Lee, D. Sasaki, D. Kim, M. Mori, T. Yokota, H. Lee, S. Park, K. Fukuda, M. Sekino, K. Matsuura, T. Shimizu, T. Someya, *Nat. Nanotechnol.* 14 (2019) 156–160.
- [54] T. Yokota, P. Zalar, M. Kaltenbrunner, H. Jinno, N. Matsuhisa, H. Kitanosako, Y. Tachibana, W. Yukita, M. Koizumi, T. Someya, *Sci. Adv.* 2 (2016), e1501856.
- [55] G.-H. Lee, H. Moon, H. Kim, G.H. Lee, W. Kwon, S. Yoo, D. Myung, S.H. Yun, Z. Bao, S.K. Hahn, *Nat. Rev. Mater.* 5 (2020) 149–165.
- [56] S. Niu, N. Matsuhisa, L. Beker, J. Li, S. Wang, J. Wang, Y. Jiang, X. Yan, Y. Yun, W. Burnett, A.S.Y. Poon, J.B.H. Tok, X. Chen, Z. Bao, *Nat. Electron.* 2 (2019) 361–368.
- [57] S.R.A. Ruth, L. Beker, H. Tran, V.R. Feig, N. Matsuhisa, Z. Bao, *Adv. Funct. Mater.* 30 (2020) 1903110.
- [58] C. Zhu, A. Chortos, Y. Wang, R. Pfattner, T. Lei, A.C. Hinckley, I. Pochorovski, X. Yan, J.W.-F. To, J.Y. Oh, J.B.-H. Tok, Z. Bao, B. Murmann, *Nat. Electron.* 1 (2018) 183–190.
- [59] D.H. Keum, S.K. Kim, J. Koo, G.H. Lee, C. Jeon, J.W. Mok, B.H. Mun, K.J. Lee, E. Kamrani, C.K. Joo, S. Shin, J.Y. Sim, D. Myung, S.H. Yun, Z. Bao, S.K. Hahn, *Sci. Adv.* 6 (2020) eaba3252.
- [60] J. Chen, Z. Chen, F. Boussaid, D. Zhang, X. Pan, H. Zhao, A. Bermak, C.Y. Tsui, X. Wang, Z. Fan, *ACS Nano* 12 (2018) 6079–6088.
- [61] H. Li, Y. Ma, Z. Liang, Z. Wang, Y. Cao, Y. Xu, H. Zhou, B. Lu, Y. Chen, Z. Han, S. Cai, X. Feng, *Nat. Sci. Rev.* 7 (2020) 849–862.
- [62] Y. Chen, S. Lu, S. Zhang, Y. Li, Z. Qu, Y. Chen, B. Lu, X. Wang, X. Feng, *Sci. Adv.* 3 (2017), e1701629.

- [63] T. Yokota, K. Fukuda, T. Someya, *Adv. Mater.* (2021) 2004416.
- [64] W. Ran, L. Wang, S. Zhao, D. Wang, R. Yin, Z. Lou, G. Shen, *Adv. Mater.* 32 (2020)1908419.
- [65] S. Chen, Z. Lou, D. Chen, G. Shen, *Adv. Mater.* 30 (2018) 1705400.
- [66] L. Wang, S. Chen, W. Li, K. Wang, Z. Lou, G. Shen, *Adv. Mater.* 31 (2019) 1804583.
- [67] X. Wang, Z. Xiong, Z. Liu, T. Zhang, *Adv. Mater.* 27 (2015) 1370.
- [68] J. Zhao, N. Li, H. Yu, Z. Wei, M. Liao, P. Chen, S. Wang, D. Shi, Q. Sun, G. Zhang, *Adv. Mater.* 29 (2017) 1702076.
- [69] J. Yang, R. Shi, Z. Lou, R. Chai, K. Jiang, G. Shen, *Small* 15 (2019) 1902801.
- [70] L. Wang, Z. Lou, K. Wang, S. Zhao, P. Yu, W. Wei, D. Wang, W. Han, K. Jiang, G. Shen, *Research* 2020 (2020) 8716847.
- [71] D.H. Kim, N. Lu, R. Ma, Y.S. Kim, R.H. Kim, S. Wang, J. Wu, S.M. Won, H. Tao, A. Islam, K.J. Yu, T.I. Kim, R. Chowdhury, M. Ying, L. Xu, M. Li, H.J. Chung, H. Keum, M. McCormick, P. Liu, Y.W. Zhang, F.G. Omenetto, Y. Huang, T. Coleman, J.A. Rogers, *Science* 333 (2011) 838–843.
- [72] Y. Ai, Z. Lou, S. Chen, D. Chen, Z. Wang, K. Jiang, G. Shen, *Nanomater. Energy* 35(2017) 121–127.
- [73] Y. Qin, M.M.R. Howlader, M.J. Deen, Y.M. Haddara, P.R. Selvaganapathy, *Sensor. Actuator. B Chem.* 202 (2014) 758–778. D. Rodrigues, A. I. Barbosa, R. Rebelo, I. K.Kwon, R. L. Reis, V. M. Correlo, *Biosens.* 10 (2020) 79.
- [74] W. Lu, W. Bai, H. Zhang, C. Xu, A.M. Chiarelli, Aa Bazquez-Guardado, Z. Xie, H. Shen, K. Nandoliya, H. Zhao, K. Lee, Y. Wu, D. Franklin, R. Avila, S. Xu, A. Rwei, M. Han, K. Kwon, Y. Deng, X. Yu, E.B. Thorp, X. Feng, Y. Huang, J. Forbess, Z.D. Ge, J.A. Rogers, *Sci. Adv.* 7 (2021), eabe0579.
- [75] J. Liu, X. Zhang, Y. Liu, M. Rodrigo, P.D. Loftus, J. Aparicio-Valenzuela, J. Zheng, T. Pong, K.J. Cyr, M. Babakhanian, J. Hasi, J. Li, Y. Jiang, C.J. Kenney, P.J. Wang, A.M. Lee, Z. Bao, *Proc. Natl. Acad. Sci. Unit. States Am.* 117 (2020) 14769–14778.
- [76] C.M. Boutry, L. Beker, Y. Kaizawa, C. Vassos, H. Tran, A.C. Hinckley, R. Pfattner, S. Niu, J. Li, J. Chaverie, Z. Wang, J. Chang, P.M. Fox, Z. Bao, *Nat Biomed. Eng.* 3(2019) 47–57.
- [77] L. Zhao, L. Wang, Y. Zheng, S. Zhao, W. Wei, D. Zhang, X. Fu, K. Jiang, G. Shen, W. Han, *Nanomater. Energy* 84 (2021) 105921.
- [78] C.M. Boutry, Y. Kaizawa, B.C. Schroeder, A. Chortos, A. Legrand, Z. Wang, J. Chang, P. Fox, Z. Bao, *Nat. Electron.* 1 (2018) 314–321.
- [79] R. Li, H. Qi, Y. Ma, Y. Deng, S. Liu, Y. Jie, J. Jing, J. He, X. Zhang, L. Wheatley, C. Huang, X. Sheng, M. Zhang, L. Yin, 11 (2020) 3207.
- [80] J. Lee, H.R. Cho, G.D. Cha, H. Seo, S. Lee, C.K. Park, J.W. Kim, S. Qiao, L. Wang, D. Kang, T. Kang, T. Ichikawa, J. Kim, H. Lee, W. Lee, S. Kim, S.T. Lee, N. Lu, T. Hyeon, S.H. Choi, D.H. Kim, *Nat. Commun.* 10 (2019) 5205.
- [81] 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, J.A. Rogers, *Sci. Adv.* 6(2020), eabb1093.
- [82] H. Joo, Y. Lee, J. Kim, J.S. Yoo, S. Yoo, S. Kim, A.K. Arya, S. Kim, S.H. Choi, N. Lu, H.S. Lee, S. Kim, S.T. Lee, D.H. Kim, *Sci. Adv.* 7 (2021), eabd4639.
- [83] H. Li, C. Zhao, X. wang, J. Meng, Y. Zou, S. Noreen, L. Zhao, Z. Liu, H. Ouyang, P. Tan, M. Yu, Y. Fan, Z.L. Wang, Z. Li, *Adv. Sci.* (2019) 1801625.
- [84] Z. Wang, L. Lin, J. Chen, S. Niu, Y. Zi. *Triboelectric nanogenerators*, Springer International Publishing, Switzerland, 2016.
- [85] Q. Zheng, Y. Zou, Y. Zhang, Z. Liu, B. Shi, X. Wang, Y. Jin, H. Ouyang, Z. Li, Z.L. Wang, *Sci. Adv.* 2 (2016), e1501478.
- [86] Q. Zheng, B. Shi, F. Fan, X. Wang, L. Yan, W. Yuan, S. Wang, H. Liu, Z. Li, Z.L. Wang, *Adv. Mater.* 26 (2014) 5851–5856.
- [87] P. Song, S. Kuang, N. Panwar, G. Yang, D.J.H. Tng, S.C. Tjin, W.J. Ng, M.B.A. Majid, G. Zhu, K.T. Yong, Z.L. Wang, *Adv. Mater.* 29 (2017) 1605668.
- [88] Q. Zheng, H. Zhang, B. Shi, X. Xue, Z. Liu, Y. Jin, Y. Ma, Y. Zou, X. Wang, Z. An, W. Tang, W. Zhang, F. Yang, Y. Liu, X. Lang, Z. Xu, Z. Li, Z.L. Wang, *ACS Nano* 10(2016) 6510–6518. G. Shen *Progress in Natural Science: Materials International* xxx (xxxx) xxx11