

Elektroder används för att utläsa och inducera nervsignaler, vilket har en mängd användningsområden inom diagnostik, behandling och vetenskapliga studier av det centrala och perifera nervsystemet. Exempel på implantat som används i dagsläget är ”deep brain stimulation” elektroder för behandling av Parkinsons sjukdom, ryggmärgsstimulatorer för smärtlindring, samt vagusnervstimulatorer för mildring av depressioner. Framtida implantat förväntas även använda utläsning av nervsignaler i så kallade självreglerande system, vilket ställer än större krav på elektrodgränssnitten.

Elektronik och nervsystemet är lika på det sätt att båda bygger på elektriska spänningar, dock är laddningsbärarna vitt skilda. Elektroniken bygger på elektriskt ledande och halvledande material inom vilka elektroner är laddningsbärarna, medan nervsystemets laddningsbärare utgörs av joner, till exempel natrium och kalium, som transporteras in och ut genom cellmemb-

”Framtida implantat förväntas även använda utläsning av nervsignaler i så kallade självreglerande system, vilket ställer än större krav på elektrodgränssnitten.”

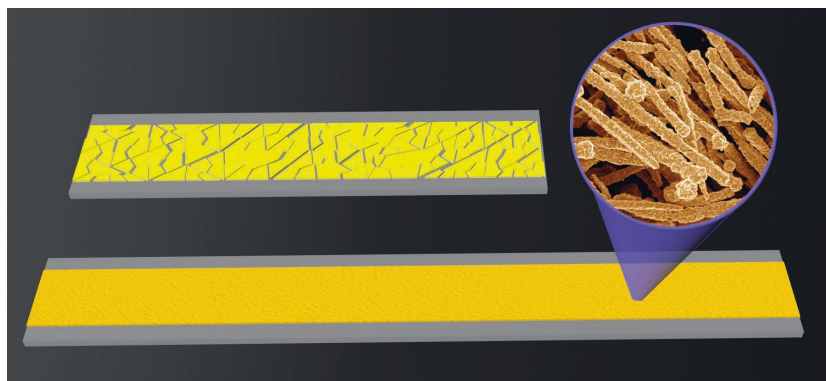
ranen. Elektroders funktion är att koppla samman dessa olika laddningsbärare så att elektriska signaler kan överföras mellan de olika systemen. Detta sker i gränssytan mellan det elektriskt ledande materialet i elektroden och elektrolyten i vävnaden. En elektrisk ström kan passera gränssytan genom att elektroner ansamlas/utarmas i elektroden, medan joner av motsatt laddning ansamlas i elektrolyten intill elektroden, vilket möjliggör både utläsning av nervsignaler och elektrisk stimulering av vävnad.

IMPLANTERBARA ELEKTRODER

Ett vanligt problem för implanterade elektroder är att de med tiden blir inkapslade i ärrvävnad som hindrar signalöverföringen. Detta minskar räckvidden av elektrisk stimulering och kan kräva att spänningen höjs för att uppnå avsedd effekt. Vid utläsning av nervsignaler är ärrvävnaden än mer problematisk, då signalerna dämpas samt att avståndet till signalerande nervceller ökar. Kroppens reaktion på implanterade elektroder beror dels på de implanterade materialens kemiska sammansättning,

Nya material ger mjuka elektroder

Ett nytt elektriskt ledande material, mjukt som mänsklig vävnad, töjbart och med en ledningsförmåga som är stabil över lång tid – och som kan användas inuti kroppen för att exempelvis behandla epilepsi eller styra proteser med nervsignaler. Detta är något forskargruppen Mjuk Elektronik strävar efter att ta fram. **Klas Tybrandt**, docent och forskningsledare vid Laboratoriet för organisk elektronik vid Linköpings universitet, beskriver vad man åstadkommit hittills.



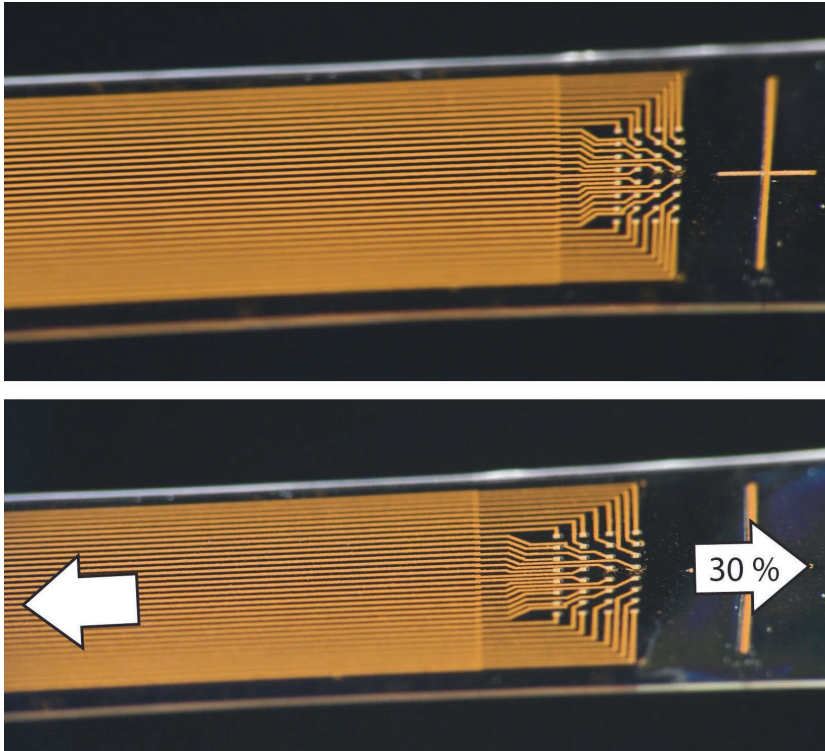
Figur 1. Deformation av en vanlig metallisk ledare på ett mjukt substrat resulterar i sprickor i ledaren och förlorad ledningsförmåga. Genom att använda en komposit av guldnanotrådar och silikongummi kan ledaren töjas till mer än dubbla sin längd med bibehållen hög elektrisk ledningsförmåga. Mjukheten och deformerbarheten är ett resultat av att nanotrådarna kan röra sig inuti silikongummit vid deformationer.

men även på dess mekaniska egenskaper.¹ Traditionella elektrodmaterial är hårda och styva i jämförelse med den mjuka och deformerbara nervvävnaden som regelbundet utsätts för små rörelser och deformationer till följd av kroppens rörelser. Då implantaten inte kan deformeras tillsammans med vävnaden ut-

sätts vävnaden i gränssnittet till implantatet för en mekanisk påverkan, med ökad bildning av ärrvävnad som resultat. Det har visats att ökad mjukhet kan minska inkapslingen av implanterade material.² Mjuka deformerbara elektroder möjliggör också nära kontakt med ojämna och krökta ytor.

MJUK ELEKTRONIK

Att skapa mjuka och deformerbara elektroder är en stor utmaning då nästan alla elektriskt ledande material är hårda och styva. Ett undantag är kvicksilver, som av uppenbara skäl inte går att använda. En lösning som utvecklats på senare tid är att använda elektriskt ledande nanomaterial i kombination med elastomerer (gummi) för att skapa mjuka och elastiska kompositmaterial (material sammansatt av flera olika beståndsdelar) med hög ledningsförmåga. Vid deformation av kompositen kan nanomaterialet röra sig i kompositen och på så sätt kombineras deformerbarhet med bibehållen elektrisk ledningsförmåga [Figur 1]. Tills nyligen har inga sådana kompositmaterial varit lämpade för implantat då deras kemiska egenskaper och stabilitet varit bristfälliga. Forskningsgruppen Mjuk Elektronik vid Linköpings universitet (<http://www.liu.se/soft-electronics>), som leds av artikel-författaren docent Klas Tybrandt, arbetar med utveckling av nya material för



Figur 2. Mjuka och töjbara rutnät av mikroelektroder som tillverkas av det nya kompositmaterialet. Implantatet ovan har 32 stycken 50x50 µm små elektroder separerade med 150 µm. Eftersom hela komponenten är mjuk kan den töjas med bibehållen funktion (nedre bilden).

elektrodytan, vilket förbättrar både strömöverföringen och stabiliteten vid elektrisk stimulering. Kombinationen av nanostruktur och materialval gör att elektrodytor så små som 50x50 µm kan användas med utmärkt signalkvalitet.

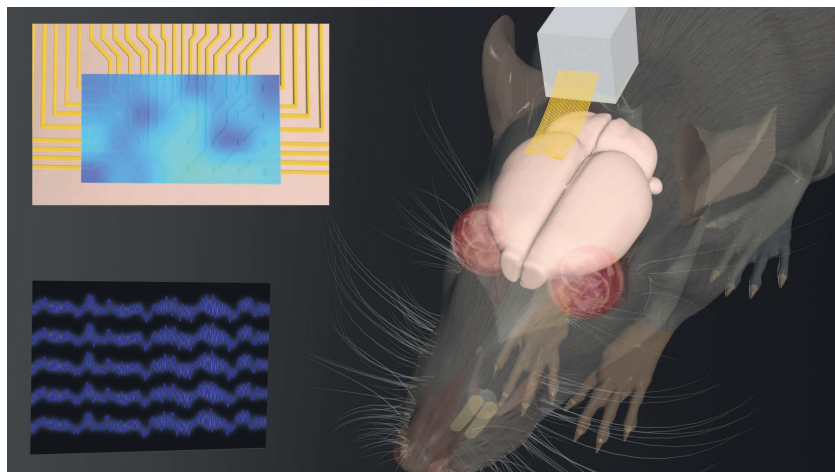
MÄTNING AV NERSIGNALER

Tillsammans med kollegor i USA utfördes experiment som testade de mjuka elektrodernas kvalitet och användbarhet. De mjuka mikroelektrodena implanterades på den somatosensoriska hjärnbarken i råttor för att under lång tid mäta högupplösta spatiotemporala signaler (varierar i tid och rum). De mjuka elektroderna skapade bra kontakt med vävnaden, delvis för att de var vattenavstötande vilket hindrade att vätskeansamlingar mellan elektroder och vävnad uppkom. Dessutom kunde varje elektrodrutnät föras in genom en öppning som var mindre än elektrodens egen storlek, eftersom den kunde vikas ihop vid insättning för att sedan vecklas ut, och därigenom göra ingreppet i kraniet mindre invasivt. Elektroderna var

mjuka implantat. Tillsammans med kollegor vid ETH Zürich rapporterade vi nyligen ett nytt mjukt kompositmaterial, baserat på guldnanotrådar inbäddade i silikongummi, som kan användas i mjuka implantat.³ Eftersom guld och silikon är inerta (icke-reaktiva) material blir kompositen stabil över lång tid. Materialet kan även töjas till dubbla sin längd tusentals gånger utan att förlora sin höga elektrisk ledningsförmåga.

MJUKA MIKROELEKTRODER

En elektrod består typiskt av två delar; elektrodytan som är i kontakt med vävnaden, samt en isolerad ledare som överför signalen till/från elektroniken. För att isolera de olika delarna består elektroder därför av minst tre lager. I våra elektroder används först ett silikonlager, följt av den elektriska ledaren och till sist ett inkapslande silikonlager med öppningar för elektrodytan och kontaktidon [Figur 2]. Eftersom guld har en begränsad förmåga att överföra ström till elektrolyten är det inte ett lämpligt material för just elektrodytan. Därför har ett tunt lager platina pläterats på



Figur 3. Ett rutnät av elektroder implanterades på somatosensoriska hjärnbarken i råttor i tre månaders tid. Under denna period kunde högupplösta spatiotemporala variationer i hjärnpotentialen mätas med bra signalkvalitet. Bilden i övre vänstra hörnet visar en färgkodad ögonblicksbild av en sådan mätning.

”Att skapa mjuka och deformerbara elektroder är en stor utmaning då nästan alla elektriskt ledande material är hårda och styva.”

implanterade under 3 månaders tid och signaler registrerades och analyserades vid olika tidpunkter under perioden. Signalkvaliteten var hög under hela mätperioden, vilket indikerar att elektroderna var stabila i sig men även att implantatet skapade ett bra gränssnitt till vävnaden. Under hela förloppet kunde lokala variationer i potential uppmätas med en spatial upplösning av 200 µm [Figur 3]. De positiva resultaten visar att denna typen av elektroder kan vara intressanta för flera olika tillämpningar, däribland människa-maskingränssnitt.

ANDRA ANVÄNDNINGSMOMRÅDEN

Mjuka och elastiska elektroder har många fler användningsområden än exemplet ovan. Ett intressant exempel är hur mjuka elektroder kan användas för att återge förlamade råttor viss gångförmåga.⁴ Här behöver elektroderna implanteras i ryggmärgen i råttorna, vilket var problematiskt då vanliga elektroder gick sönder eller skadade råttna då den rörde sig. Problemet löstes med en mjuk och deformbar elektrod som klarade av rörelserna med bibehållen funktionalitet. Ett annat exempel på hur mjuka kompositmaterial kan användas är utvecklingen av torra elektroder för att mäta biosignaler på huden.⁵ Mjukheten gör att elektroderna får bra kontakt med huden även utan den elektrolyt som annars ofta används. Avsaknad av elektrolyt ger i sin tur en stabilare kontakt som inte torkar och ger upphov till avsevärt mindre irritation på huden efter flera dagars användning i jämförelse med en vanlig elektrolytelektrod.

UTBLICK

Utvecklingen av nya mjuka kompositmaterial öppnar upp för en rad möjligheter både för medicinskt bruk och i vetenskapligt syfte. I kombination med ytkemiska modifieringar kan förhoppningsvis implantatets mätstabilitet över tid förbättras radikalt, speciellt vid krävande tillämpningar som till exempel elektroder implanterade i hjärnan. En ökad mätstabilitet skulle vara ett stort genombrott och möjliggöra implantat baserade på tvåvägskommunikation med hjärnan. Då elektrodernas deformbarhet innebär att de kan vikas ihop vid insättning för att sedan vecklas ut, kan ingreppen bli mindre invasiva med



”Då elektrodernas deformbarhet innebär att de kan vikas ihop vid insättning för att sedan vecklas ut, kan ingreppen bli mindre invasiva med minskad risk som följd.”

minskad risk som följd. De förbättrade mekaniska egenskaperna möjliggör även placering av elektroder i eller i nära anslutning till rörliga delar i kroppen. Eftersom utvecklingen av dessa material och system fortfarande är i sin linda kan framtiden förhoppningsvis bjuda på ytterligare oanade tillämpningar och möjligheter för denna teknologi.

REFERENSER

1. Lacour SP, Courtine G & Guck J. Materials and technologies for soft implantable neuroprostheses. *Nature Reviews Materials*; 1, 16063, doi:10.1038/natrevmats.2016.63 (2016).
2. Jessica KN, et al. Mechanically-compliant intracortical implants reduce the neuroinflammatory response. *J Neural Eng*; 11, 056014 (2014).

3. Tybrandt K, et al. High Density Stretchable Electrode Grids for Chronic Neural Recording. *Adv. Mater.* 30, 1706520, doi:10.1002/adma.201706520 (2018).

4. Minev IR, et al. Electronic dura mater for long-term multimodal neural interfaces. *Science* 347, 159-163, doi:10.1126/science.1260318 (2015).

5. Stauffer F, et al. Skin Conformal Polymer Electrodes for Clinical ECG and EEG Recordings. *Adv. Healthc. Mater.* 7, 1700994, doi:10.1002/adhm.201700994 (2018).



KLAS TYBRANDT
Docent, forskningsledare, Laboratoriet för organisk elektronik, Linköpings universitet
klas.tybrandt@liu.se