

Česká zemědělská univerzita v Praze

Technická fakulta

Katedra elektrotechniky a automatizace



Bakalářská práce

Taktilní senzory pro využití v robotice

Pavel Pokhilko

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Pavel Pokhilko

Procesní inženýrství
Technologická zařízení staveb

Název práce

Taktilní senzory pro využití v robotice

Název anglicky

Tactile Sensors for Robotic Applications

Cíle práce

Cílem této práce je popis principů fungování a následné vzájemné porovnání vlastností různých typů taktilních senzorů, včetně rozboru jejich výhod a nevýhod.

Metodika

Vypracovat detailní přehled taktilních snímačů, aktuálně využívaných v robotice. Popsat použitelné principy fungování jednotlivých typů těchto snímačů, navzájem zhodnotit jejich výhody a nevýhody při využití v robotice.

Doporučený rozsah práce

35 – 45 stran

Klíčová slova

senzor, taktilní snímač, automatizace, robotizace

Doporučené zdroje informací

De ROSSI, Danilo. 1991. Artificial tactile sensing and haptic perception. Measurement Science and Technology. 2, 1991

LIU, H. – MEUSEL, P. – HIRZINGER, G.: A Tactile sensing for the DLR Three-Finger Robot Hand. In: ISMCR 2004, Houston, 2004.

Technical documentation of the conductive composite elastomer CS 57-7 RSC. Yokohama Rubber Co. Ltd., 1980.

VOLF, J. et al.: Transducer for Pressure Distribution Measurement and its Practical Tests.

Vrba, R. – Hubálek, J. – Adámek, M.: Mikrosenzory a mikroelektromechanické systémy. Učební text, VUT Brno, 2004

Předběžný termín obhajoby

2022/2023 LS – TF

Vedoucí práce

prof. Ing. Jaromír Volf, DrSc.

Garantující pracoviště

Katedra elektrotechniky a automatizace

Konzultant

Vladimír Ryženko, Ph.D.

Elektronicky schváleno dne 31. 1. 2023

doc. Ing. Monika Hromasová, Ph.D.

Vedoucí katedry

Elektronicky schváleno dne 31. 1. 2023

doc. Ing. Jiří Mašek, Ph.D.

Děkan

V Praze dne 20. 03. 2024

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci "Taktilní senzory pro využití v robotice" jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou citovány v práci a uvedeny v seznamu použitých zdrojů na konci práce. Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že jsem v souvislosti s jejím vytvořením neporušil autorská práva třetích osob.

V Praze dne 22.03.2024



Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucímu práce prof. Ing. Jaromíru Volfovi, DrSc. a konzultantovi Vladimíru Ryženkovi, Ph.D. za jejich odbornou pomoc, vstřícnost a podporu.

Taktilní senzory pro využití v robotice

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zaměřuje na problematiku taktilních senzorů pro využití v robotice. Analyzuje základní mechanismy těchto senzorů a jejich potenciál v různých aplikacích. Cílem práce je posoudit výhody a nevýhody taktilních senzorů v závislosti na požadovaných charakteristikách, jako je citlivost, detekční rozsah, doba odezvy a další. Práce zahrnuje přehled současných technologií výroby taktilních senzorů a jejich aplikací v praxi. Důraz je kladen na možnosti využití taktilních senzorů pro zlepšení schopností robotických systémů v manipulaci s objekty, detekci prostředí a interakci s lidmi. Výsledky práce přinášejí ucelený pohled na stávající stav v oblasti taktilních senzorů a ukazují potenciál jejich dalšího vývoje pro pokročilé aplikace v robotice.

Klíčová slova: senzor, taktilní snímač, automatizace, robotizace, umělá kůže.

Tactile sensors for robotic applications

Abstract

This bachelor thesis focuses on the issue of tactile sensors for use in robotics. It analyzes the basic mechanisms of these sensors and their potential in various applications. The aim of the thesis is to assess the advantages and disadvantages of tactile sensors depending on desired characteristics such as sensitivity, detection range, response time, and others. The thesis includes an overview of current technologies in the production of tactile sensors and their practical applications. Emphasis is placed on the possibilities of using tactile sensors to improve the capabilities of robotic systems in object manipulation, environmental detection, and interaction with humans. The results of the thesis provide a comprehensive view of the current state of tactile sensors and demonstrate the potential for their further development for advanced applications in robotics.

Keywords: sensor, tactile sensor, automation, robotics, artificial skin

Obsah

Úvod	12
Teoretická východiska	13
1 Charakteristiky taktilních senzorů	13
1.1 Citlivost	13
1.2 Detekční rozsah a linearita	13
1.3 Doba odezvy a hystereze	14
1.4 Detekce vícesměrné síly	15
2 Typy senzorů	15
2.1 Piezorezistivní taktilní senzory	15
2.2 Kapacitní taktilní senzory	23
2.3 Piezoelektrické taktilní senzory	29
2.4 Triboelektrické taktilní senzory	34
2.5 Magnetické taktilní senzory	39
2.6 Optické taktilní senzory	42
Závěr	48
Seznam použitých zdrojů	49

Seznám obrázků

Obrázek 1 Závislost odporu na tlaku působícím na senzor z polymeru.....	16
Obrázek 2 Transdukční mechanismy pro piezorezistivní senzory.....	17
Obrázek 3 Použití piezorezistivních senzorů na bázi grafenu	19
Obrázek 4 Postup výroby piezorezistivního senzoru na bázi uhlíkových vláken	19
Obrázek 5 Závislost změny výstupního odporu na roztažení senzorů na bázi uhlíkových vláken	20
Obrázek 6 Senzor nano 17.....	21
Obrázek 7 Čip společnosti Silicon Microstructures Inc. (SMI).....	21
Obrázek 8 Různé realizace miniaturizovaných piezorezistivních senzorů.....	22
Obrázek 9 FSR sensor firmy TekScan	22
Obrázek 10 Princip fungování kapacitního senzoru při dotyku s vodivým objektem.....	23
Obrázek 11 Obecný princip fungování kapacitních senzorů s pohyblivou deskou	23
Obrázek 12 Schéma procesu výroby kapacitního senzoru s použitím grafenu jako dielektrického materiálu	24
Obrázek 13 Porovnání stlačitelnosti pevného dielektrika a porézního.....	25
Obrázek 14 Struktura kapacitního senzoru s křemíkovými nanodrátky.....	26
Obrázek 15 Fotografie pletených a tkaných struktur elektrod.....	26
Obrázek 16 Struktura kapacitního senzoru pro měření vícebodového dotyku	27
Obrázek 17 Měření vícebodového dotyku pomocí kapacitního senzoru s maticovým polem elektrod.....	28
Obrázek 18 Struktura 3D kapacitního senzoru	28

Obrázek 19 Princip fungování piezoelektrických senzorů	29
Obrázek 20 Ukázka vysoké citlivosti piezoelektrických senzorů na základě nanovláken	30
Obrázek 21 Složení 3D vytištěného piezoelektrického senzoru	31
Obrázek 22 Postup 3D tisku piezoelektrického senzoru	32
Obrázek 23 Výsledky testování 3D tištěných piezoelektrických senzorů s různým hmotnostním poměrem BaTiO ₃ k P(VDF-TrFE)	32
Obrázek 24 Graf závislosti výstupního napětí na aplikovaném tlaku při použití 3D tištěného piezoelektrického senzoru	33
Obrázek 25 Schéma 3D snímače na bázi šesti dotykových jednotek s piezoelektrickým principem fungování.....	34
Obrázek 26 Princip snímání síly v různých směrech	34
Obrázek 27 Princip funkce triboelektrického nanogenerátoru.....	35
Obrázek 28 Struktura triboelektrického senzoru s nanodrátky.....	36
Obrázek 29 Závislost výstupní změny napětí triboelektrického senzoru s nanodrátky na velikosti aplikovaného tlaku	36
Obrázek 30 Triboelektrický senzor inspirovaný strukturou lidské kůže	37
Obrázek 31 Struktura jednotky triboelektrického sensorového pole	38
Obrázek 32 Princip fungování jednotky triboelektrického pole	38
Obrázek 33 Výsledek testu triboelektrického pole senzoru.....	39
Obrázek 34 Princip Hallova jevu	40
Obrázek 35 Struktura magnetického senzoru	41
Obrázek 36 Měření síly pomocí magnetického senzoru v různých směrech	42
Obrázek 37 Schéma uspořádání prvků magnetického senzoru.....	42

Obrázek 38 Princip fungování optických taktilních senzorů.....	43
Obrázek 39 Mikroohybový senzor.....	44
Obrázek 40 Další možná konstrukce optického taktilního senzoru	44
Obrázek 41 Optický senzor, založený na sledování markerů.....	45
Obrázek 42 Obecné schéma fungování senzoru GelSight.....	46
Obrázek 43 Testování senzoru GelSight pomocí kuličky	47
Obrázek 44 Struktura celého senzoru GelSight	47

Úvod

Tato bakalářská práce se věnuje principům jednotlivých typů taktilních senzorů, jež jsou definovány jako snímače, využívající fyzický dotyk pro obdržení informace z okolí. Implementují do robotického prostředí hmatový smysl. V robotice hrají docela důležitou roli, jelikož jsou relativně jednoduchými zařízeními, umožňujícími přesné měření důležitých veličin, jako jsou například vynaložená síla, tvar a rozměry objektu. Jsou také charakterizovány tím, že obstarávají informace spíše z celého maticového pole senzorů než pouze z jednoho určitého bodu. Podle [2] jsou nejvíce používány při práci s objekty neurčité struktury nebo objekty s nerovnoměrným povrchem. Jsou také využívány pro chránění robotů a měkké uchopení předmětů [3].

Ve světě dochází k výraznému rozšíření tohoto odvětví. Velikost světového trhu taktilních senzorů byla v roce 2020 oceněna na 11.25 miliardy USD a předpokládá se, že do roku 2028 dosáhne 26.08 miliardy USD [4].

Teoretická východiska

1 Charakteristiky taktilních senzorů

Taktilní senzory musí být schopny měřit fyzické podněty (tlak, vibrace, roztažení), které mají různé velikosti a směry působení v různých situacích. Každá úloha vyžaduje odlišný přístup a nemá univerzální řešení. Abychom umožnili robotům detekovat překážky nebo správně uchopit předměty, používáme vhodné transdukční mechanismy, které převedou mechanické stimuly na elektrické signály. Mezi nejrozšířenější patří piezorezistivní, kapacitní, piezoelektrický a triboelektrický jevy. Méně populární jsou magnetické, optické a ultrazvukové efekty. Každý z těchto mechanismů je charakterizován unikátními vlastnostmi, které se projevují ve výsledných charakteristikách snímače. Tato kapitola se zaměřuje na různé charakteristiky taktilních senzorů, které si musíme nezbytně vzít v úvahu pro efektivní a bezpečné fungování robotů v různorodých situacích.

1.1 Citlivost

Citlivost je určujícím parametrem hmatových senzorů. Je důležitá pro přesnost měření, a to zejména v kontextu malých tlaků. Musíme použít senzory s dobrou citlivostí při práci s křehkými předměty, při navigaci v neznámém prostředí nebo v chirurgie [36]. Citlivost taktilních senzorů se měří pomocí relativní změny výstupních signálů, jako je proud, kapacita nebo napětí, v reakci na vnější podněty. Například pro piezorezistivní senzory lze vypočítat citlivost c ze vztahu:

$$c = \frac{\Delta R}{R_0 \cdot p} \cdot 100\% \quad (1)$$

Kde ΔR (Ω) je změna výstupního odporu, R_0 (Ω) je počáteční výstupní odpor a p (Pa) je tlak, působící na senzor. Místo tlaku se občas používá síla, například pro kontrolu tření během uchopení předmětu.

Z toho vychází, že pro zvětšení citlivosti musíme zkonstruovat senzor, který za působení menších tlaků se víc zdeformuje. Příkladem může být použití pórovitých elastických materiálů.

1.2 Detekční rozsah a linearita

Rozsah detekce představuje další důležitý parametr při návrhu taktilních senzorů, a jeho konkrétní požadavky se silně liší v závislosti na konkrétních aplikacích. Například tlaky

generované lidským tělem mohou být od jemných tlaků spojených s dýcháním (<1 kPa) a pulzacemi (1–10 kPa) až po silné tlaky při dotyku a pohybu (>10 kPa) [36]. Proto je klíčové dosáhnout vysoké citlivosti při širokém rozsahu tlaků, zejména u taktilních senzorů určených pro univerzální použití.

Linearita, která udává míru proporcionálnosti změny signálu vzhledem k aplikovanému podnětu je rovněž žádoucí, protože vysoká linearita usnadňuje zpracování signálu a kalibraci (nastavení senzoru, aby poskytoval přesné informace v daných podmínkách). Sensory s vysokou citlivostí jsou často omezeny pouze na určité tlakové rozsahy, zatímco senzory schopné detekovat široký rozsah tlaků trpí často vysokou nelinearitou a nestabilními odezvami v oblasti nízkých tlaků [36].

1.3 Doba odezvy a hystereze

Doba odezvy určuje, jak dlouho senzory potřebují k dosažení stabilního výstupního signálu po vystavení vnějším podnětům. Je klíčová v dynamických aplikacích, například v displejích pro mapování tlaku, interaktivních systémech s uživatelem a průmyslových systémů. U senzorů, které jsou postaveny na polymerních materiálech, zpomaluje odezvu viskoelasticita polymerů. To je způsobeno časem, který je potřebný pro deformaci a následné obnovení polymerových řetězců [36]. Použití nepolymerních materiálů nebo konstrukčních prvků, které snižují deformaci polymerových řetězců může řešit problém viskoelasticity a zvýšit rychlost odezvy senzoru. Existují zařízení založená na nepolymerních materiálech, jako jsou textilie a tkáňové papíry, které dosahují rychlých odezev srovnatelných s lidskou kůží (≈ 15 ms). Použití undium-tin-oxidu (ITO) je trendem posledních let a je také efektivní pro dosažení rychlé odezvy.

Hystereze h je obecně definovaná jako nekonzistence v signálech systému, kdy výstupní veličiny závisí nejenom na vstupních veličinách, ale i na předchozích stavech systému. V reálném světě taktilních senzorů není nikdy nulová a může být spočítaná ze vztahu:

$$h = \frac{(S_z - S_o)}{S_z} \cdot 100\% \quad (2)$$

kde S_z je plocha pod zatěžovací křivkou výstupního grafu a S_o je plocha pod odlehčovací křivkou.

Snížení hystereze je klíčové pro taktilní senzory, protože rozdíly v signálech vedou k nepřesnostem během měření a vyžadují dodatečné elektronické prvky a počítačové zpracování.

Hystereze vzniká z různých mechanismů, jako je viskoelasticita elastomerů, slabá adheze mezi vodivými materiály a polymerovou maticí a vznikající energie mezi povrchy elastomeru. Piezorezistivní senzory založené na vodivých nanomateriálech a elastomerech zejména trpí velkou hysterezí, protože v nich dochází k přeuspořádání vodivých plniv.

Pro zmenšení hystereze můžeme chemicky spojit vrstvy materiálů senzoru pro zvětšení jejich adheze nebo vytvořit porézní mikrostruktury.

1.4 Detekce vícesměrné síly

Kromě schopnosti detekovat tlak nebo sílu ve směru kolmém na plochu senzoru v některých případech musí senzor umět rozpoznat i smykovou složku, například pro měření tření.

Jednou ze strategií je umístění polí snímacích prvků a měření více výstupních signálů najednou. Například byly navrženy kapacitní senzor a piezoelektrický senzor, kde horní nebo dolní elektroda je ve podstatě tvořena čtyřmi snímacími prvky. V případě výskytu smykové složky změna chování elektrod nebude stejná, jako v případě přítomnosti jenom normálové složky, z čehož lze pak vypočítat velikost síly v 3D prostoru.

Využití dvou nebo více transdukčních mechanismů, které reagují na různá mechanická zatížení, je další metodou pro vícesměrné snímání síly. Například byl vyvinut senzor, umožňující detekovat všesměrový ohyb a normálovou sílu kombinací změny odporu a generování triboelektrického napětí [40]. Byl také vyvinut vícesměrový senzor založený na odporových a kapacitních mechanismech přenosu signálu [36]. Tento senzor se skládá ze tří naskládaných porézních vrstev a sendvičové dielektrické vrstvy mezi horní a spodní vodivou vrstvou. Měřením změn odporu dvou vodičů a kapacity mezi nimi bylo současně stanoveno normální a smykové zatížení a prokluz.

2 Typy senzorů

2.1 Piezorezistivní taktilní senzory

Základním principem fungování tohoto druhu senzorů je změna elektrického odporu za působení síly nebo krouticího momentu. Vzniká tzv. piezorezistivní efekt, který lze vyjádřit vztahem [6]:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \varepsilon \cdot (1 + 2\nu) \quad (3)$$

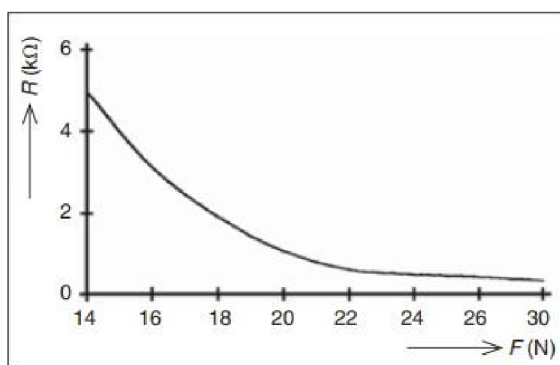
kde R (Ω) a ΔR (Ω) jsou elektrický odpor a změna elektrického odporu, ρ ($\Omega \cdot m$) a $\Delta\rho$ ($\Omega \cdot m$) jsou měrný odpor a změna měrného odporu, ε (-) je deformace a ν (-) je Poissonův poměr. Po vydělení obou částí rovnice deformací ε dostáváme tzv. faktor GF (anglicky – gauge faktor), který udává rychlost změny odporu R v závislosti na změně délky vodiče L [9]:

$$GF = \frac{\Delta\rho}{\rho \cdot \varepsilon} + (1 + 2\nu) \quad (4)$$

V praxi ale mají senzory délku a šířku podstatně větší než tloušťku, proto hovoříme o příčném kalibračním faktoru GF_t .

Tyto senzory jsou charakterizovány především možností regulovat citlivost, nízkou spotřebou energie a zvýšenou mechanickou odolností před vnějšími fyzikálními činiteli, které by mohly poškodit senzor [6]. Polymery, ze kterých jsou vyrobené, dobře imitují lidskou kůži a tím umožňují reprodukovat hmatový smysl a přizpůsobit se tvaru struktury robota. Nedostatky představují teplotní závislost a chyby měření, které by mohly být způsobené hysterezí během snímání.

Na příkladu elastomeru CS 57-7 RSC je ukázán graf závislosti odporu na tlaku, jež je nelineární (obr. 1), přičemž se doporučuje použití ploché části charakteristiky pro větší přesnost měření [7].

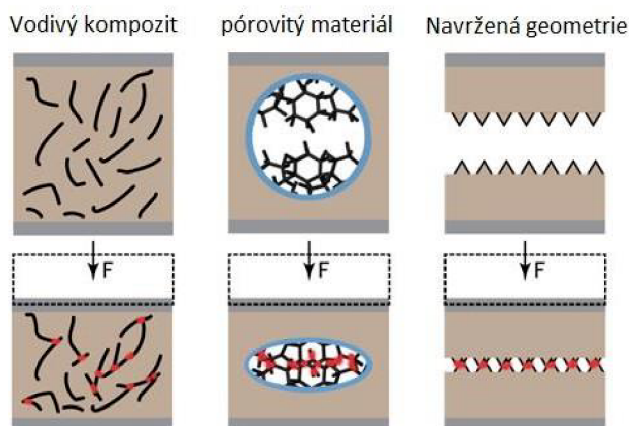


Obrázek 1 Závislost odporu na tlaku působícím na senzor z polymeru [7]

K dosažení vysoké piezorezistivní citlivosti a flexibility za současného zachování vhodné elektrické vodivosti se využívají různé způsoby výroby senzorů, přičemž základním transdukčním mechanismem pro všechny dále popsané způsoby je změna kontaktní plochy za deformaci [8]:

- Vodivý polymerní kompozit, který je složený z viskoelastické polymerní matrice a dispergovaného v něm vodivého materiálu. Snímací mechanismus je dán pohyblivostí vodivých plniv uvnitř viskoelastické polymerní matrice, které za působení tlaku vytváří vodivé dráhy a tím se mění výsledný odpor. Mezi vkládané materiály patří například uhlíkové nanotrubičky (CNT), grafen, saze, grafit nebo jejich kombinace.
- Porézní vodivý materiál s trojrozměrně propojenou strukturou. Při deformaci jsou póry kondenzovány a vodivé materiály se vzájemně dotýkají, čímž mění odpor.
- Systém vodivých materiálů s navrženou geometrií. Materiál má určitou geometrickou mikrostrukturu, i při malém zatížení se rychle mění kontaktní plochy, což vede k vysoké citlivosti.

Na obr. 2 jsou ukázány mechanismy popsané výše.



Obrázek 2 Transdukční mechanismy pro piezorezistivní senzory [8]

2.1.1 Kompozity na bázi uhlíkových nanotrubic

Díky vysoké elektrické vodivosti a výjimečným mechanickým vlastnostem jsou uhlíkové nanotrubičky široce používány. Jako vhodné polymerní materiály pro tvorbu matrice jsou v současnosti rozšířené poly(dimethylsiloxan) (PDMS), Ecoflex, polyuretan (PU), epoxid, poly(vinylidenfluorid) (PVDF) a polymethylmethakrylát (PMMA) [8].

Nejrozšířenějším polymerem je PDMS, a to díky nízké hodnotě Youngova modulu, dobré roztažitelnosti, průhlednosti a jednoduché přípravě. PDMS je zejména hojně využívaný materiál pro biomedicínské aplikace. Je také netoxický, má nízkou reaktivitu [31]. Uhlíkové nanotrubičky jsou pak náhodně dispergovány v monomeru PDMS s následným přidáním vytvrzovacího činidla. Tyto kompozity ale nemají dobrou citlivost a nemůžou detekovat rozsah

hmatového tlaku (< 1 kPa). Řešením je přidání sazí (CB) a vytvoření překrývající se struktury hybridního nanoplňiva CNT-CB [8].

Dalším vhodným polymerem je ultra-měkký Ecoflex, který vykazuje stejnou roztažnost jako lidská kůže. CNT/Ecoflex senzor je ultraflexibilní a lze ho natáhnout až na 400 % napětí bez porušení, což může být využito pro monitorování každodenních činností člověka [8].

Kompozity CNT/PU, CNT/epoxid, CNT/PVDF a CNT/PMMA jsou také široce používány pro flexibilní a roztažitelné piezorezistivní sensory. PU má tu vlastnost, že se dá lehce zpracovávat do složitých tvarů. Dají se ekologicky šetrně vyrobit ultracitlivé kompozitní snímače CNT/PU na základě CNT nanotrubic a vodivého elastomeru PU-PEDOT: PSS. Sensory z tohoto kompozitu mají dobrou optickou propustnost (62 %), lze je proto využít jako neviditelné detektory přilepené k lidské kůži. CNT/epoxid má vysokou pevnost a vynikající chemickou odolnost. CNT/PVDF jsou odolné proti radiaci a chemické erozi, což je slibné pro aplikace monitorování zdravotního stavu od civilních infrastruktur až po letadla. Při zarovnání CNT-polí uvnitř polymerní matrice PMMA vznikne kompozit s vysokou odolností, roztažností a citlivostí [8].

2.1.2 Kompozity na bázi grafenu

Poprvé byl grafen izolován v roce 2004 [10], poté začal přitahovat obrovskou pozornost. Díky voštinové struktuře realizuje vlastnosti, vykazující vysokou elektrickou vodivost, dobrou tepelnou vodivost a silnou mechanickou pevnost (Youngův modul ~ 1 TPa). Po dobu 15 let bylo prokázáno, že grafen má uplatnění v různých elektronických oblastech. Tzv. 3D piezorezistivní sensory na bázi grafenu lze použít k detekci složitých vícesměnných signálů, jako jsou dech a pohyby kloubů (obr. 3) [10].

Prvním úkolem pro výrobu 3D piezorezistivních sensorů na bázi grafenu je výroba grafenu jednoduchým a levným způsobem. Takové způsoby jsou dva: shora dolů (TD) a zdola nahoru (BU). Metoda TD předpokládá odstranění irrelevantního materiálu, například mechanické štěpení, exfoliace roztoku a redukovaného oxidu grafenu. TD přístup je levný, avšak má nevýhody spočívající v nedokonalosti struktury výsledného grafenu. BU metoda je opakem TD, což znamená naskládání jednoduchých struktur do složitých. Typickými operacemi BU jsou chemická depozice z plynné fáze, epitaxní růst a metoda celoorganické syntézy. Jsou to operace drahé, ale umožňují dosáhnout vysoké kvality a kontrolované velikosti grafenu [10].

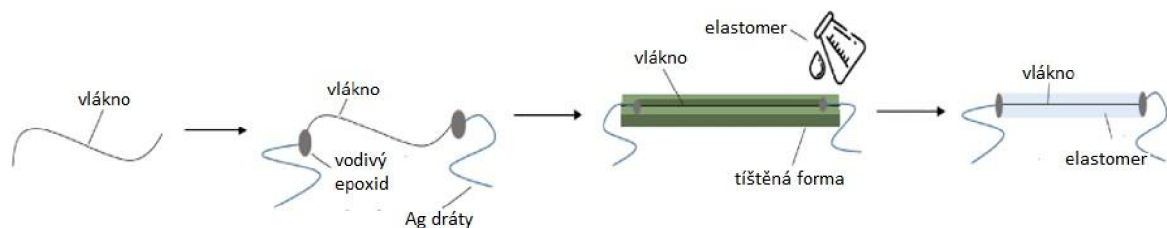


Obrázek 3 Použití piezorezistivních senzorů na bázi grafenu [10]

2.1.3 Kompozity na bázi uhlíkových vláken

Vlákná dispergovaná v polymerech, například v PDMS nebo EcoFlex, popsaných v předchozích podkapitolách, mají významnou výhodu v tom, že výrazně nezvyšují tuhost celého kompozitu ve srovnání s případy, kdy je celý objem materiálu zesílen vodivými částicemi.

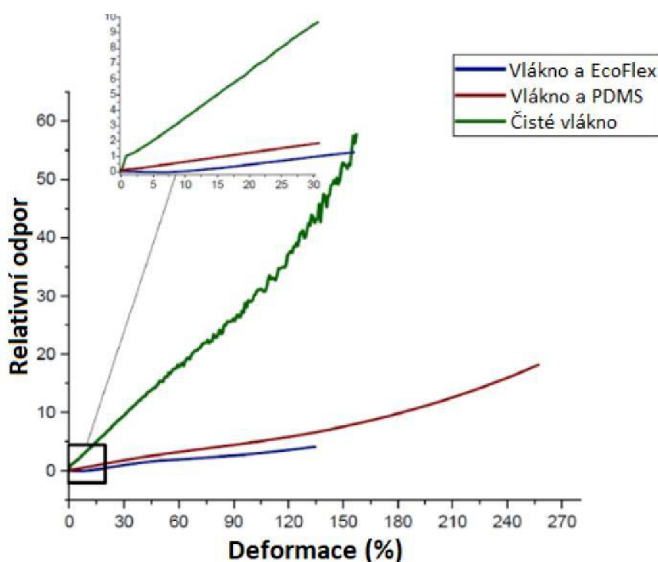
Popsaná vlastnost může být využita například pro kontrolu pohybu robota [31]. Na pracovišti autorů článku byly odlity do předem vytištěné formy jednosložkové PDMS a EcoFlex materiály. Ve formě před odlitím bylo připevněno uhlíkové vlákno se stříbrnými drátky. Po odlití kompozity nechali odležet po dobu 40 hodin. Celý postup je znázorněn na obr. 4.



Obrázek 4 Postup výroby piezorezistivního senzoru na bázi uhlíkových vláken [31]

Čisté uhlíkové vlákno, kompozit na bázi PDMS a kompozit na bázi EcoFlex byly střídavě namontovány na kloub robotického ramena pro zjištění jejich mechanických a senzorických vlastností. Kompozit na bázi PDMS prokázal vynikající roztažnost, vydržel větší namáhání než dvě druhé varianty (obr. 5). Další zkouška spočívala v opakujících se namáhání a uvolnění senzorů (10 cyklů), nejlepšího výsledku bylo dosaženo při použití čistého vlákna (kolísání hodnot změny odporu při nejvyšším zatížení v různých cyklech nepřekračuje 0,4 %) a PDMS kompozitu (0,5 %), EcoFlex kompozit je problematický pro využití v robotice (kolísání hodnot

až 20 %). Nicméně při použití kompozitu na bázi PDMS se objevuje nežádoucí skok ve výstupním signálu senzoru po jeho kompletním uvolnění. Autorům se podařilo se toho vyhnout pomocí předpětí na hodnotu 30 % roztažení. Senzor dokázal spatřit změnu pozice robota i za malých hodnot roztažení (< 6 % nepočítaje předpětí). Můžeme z toho odvést, že nejlepším variantem pro kontrolu pohybu je použití senzorů vyrobených z PDMS a uhlíkových vláken s aplikováním předpětí v hodnotě 30 %, pokud potřebujeme senzor s dobrou roztažností.

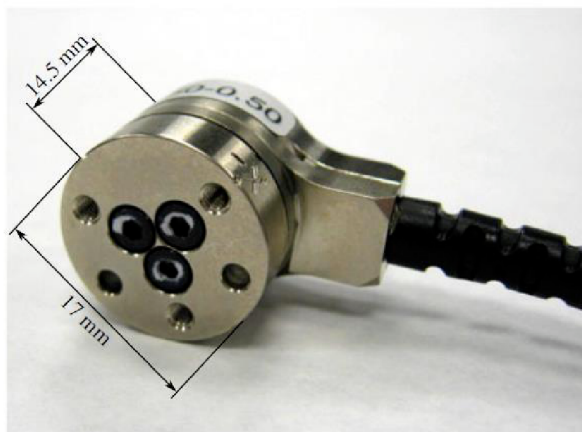


Obrázek 5 Závislost změny výstupního odporu na roztažení senzorů na bázi uhlíkových vláken [31]

2.1.4 Miniaturizace piezorezistivních senzorů

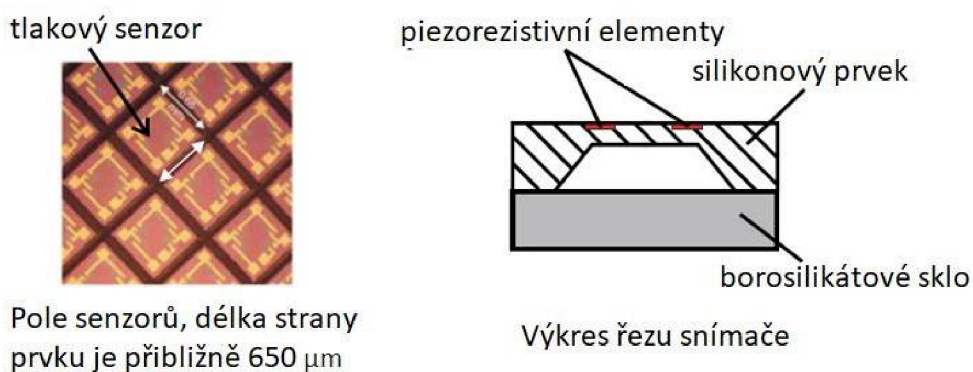
Jedním z cílů současného období je zmenšení rozměrů senzorů. Komerčně dostupným je senzor nano 17 společnosti ATI [30], využívaný pro měření rozložení tlaku (obr. 6). Značnou výhodou je rozlišovací schopnost do 3.1 N.

Dalším příkladem jsou piezorezistivní čipy společnosti Silicon Microstructures Inc. (SMI) (obr. 7). Základnu tvoří borosilikátové sklo, délka strany jednoho senzoru je 650 μm . Je možné uspořádání ve tvaru pole.

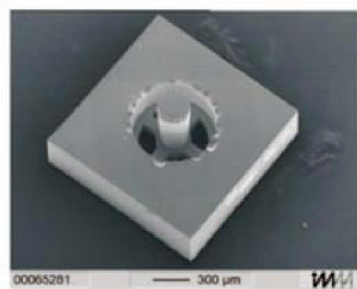


Obrázek 6 Senzor nano 17 [30]

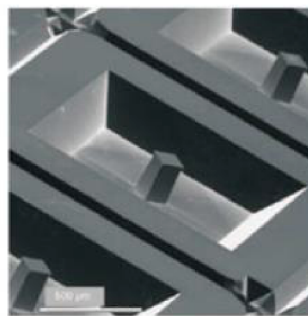
Struktury ve tvaru tyče uspořádané jako pole jeví vhodné vlastnosti pro realizaci miniaturizovaných senzorů určených k měření síly [30]. Rozměry jednotlivých prvků kolísají v rozmezí od 200 μm do 2 mm (obr. 8). Rozsah měřené síly se pohybuje mezi hodnotami od 300 mN do 2 N.



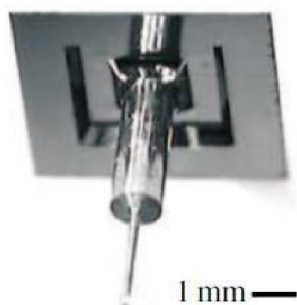
Obrázek 7 Čip společnosti Silicon Microstructures Inc. (SMI) [30]



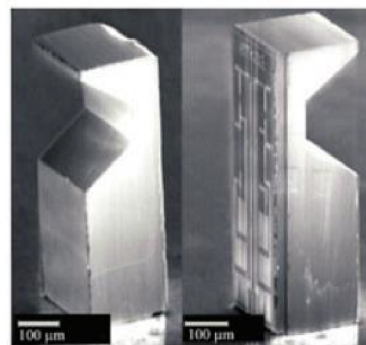
tříosý senzor



pole tříosých senzorů



tříosý senzor

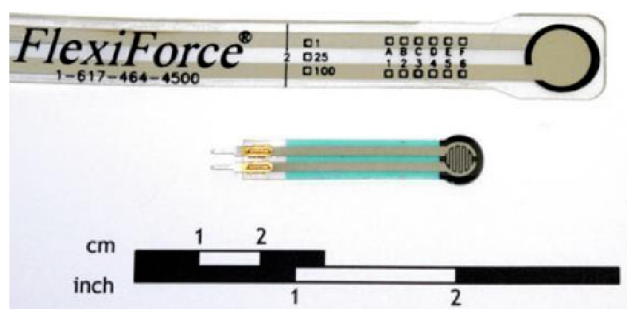


tříosý senzor

Obrázek 8 Různé realizace miniaturizovaných piezorezistivních senzorů [30]

2.1.5 FSR senzory

Společnosti Interlink Electronic a TekScan (obr. 9) vyvinuly senzory, jež jsou vyrobené pomocí tzv. technologie tlustých vodivých polymerových vrstev [30]. Polymerové vrstvy obsahují vodivé drážky a mění svůj odpor za působení síly (odpor se zmenšuje), proto název jednotlivého senzoru je FSR (Force Sensing Resistor). V klidu hodnota odporu je řádově v MΩ. Během interakce s fyzickým předmětem klesá na hodnotu v kΩ. Značnou výhodou senzorů FSR je jejich rozměry, dají se snadno umístit na úchopné hlavici robota a proto se používají k měření úchopné síly. Nevýhodou je závislost přesnosti měření na teplotě.



Obrázek 9 FSR sensor firmy TekScan [30]

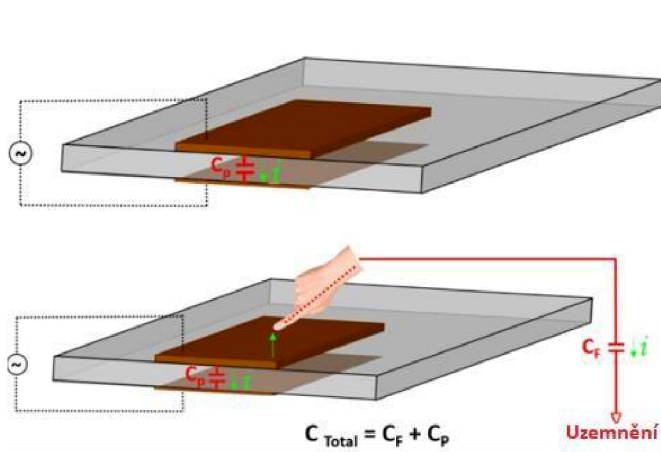
2.2 Kapacitní taktilní senzory

Již z názvu těchto senzorů je patrné, že princip jejich fungování spočívá ve využití kapacity kondenzátorů. Pro ploché taktilní snímače se využívá princip dvoudeskového kondenzátoru. Za předpokladu přímého kontaktu vodivého objektu s deskou lze použít senzor s neměnicím se tvarem (obr. 10). Změna kapacity v tomto případě je nepatrná ($\Delta C \sim 1$ pF), ale dostačující pro určení souřadnice objektu v dotyku [12]. Dalším způsobem je změnit jednu z proměnných, zahrnutých ve vzorci [11]:

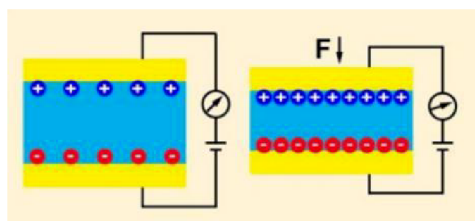
$$C = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \cdot \frac{S}{d} \quad (5)$$

kde S (m^2) je plocha desek, d (m) je vzdálenost mezi deskami, ϵ_r (-) a ϵ_0 ($s^4 \cdot A^2 \cdot m^{-3} \cdot kg^{-1}$) jsou permitivity prostředí.

Jednoduchou možností je změna vzdáleností mezi elektrodami. Snímací struktura se v tomto případě skládá ze dvou elektrod, z nichž jedna je upevněna na křivočarém nebo nekřivočarém povrchu, zatímco druhá elektroda je mechanicky citlivá (pohyblivá). Obecný princip fungování kapacitních senzorů s pohyblivou deskou je znázorněn na obr. 11.



Obrázek 10 Princip fungování kapacitního senzoru při dotyku s vodivým objektem [12]



Obrázek 11 Obecný princip fungování kapacitních senzorů s pohyblivou deskou [5]

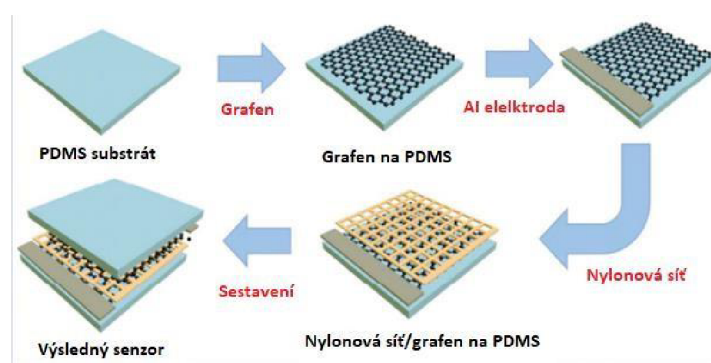
K výhodám kapacitních senzorů patří jejich nízký limit měření (jsou známé senzory, které dokážou detekovat roztažení v rozměru 0.4 % od počáteční délky a tlak menší než 12 Pa [33]), teplotní nezávislost, menší hystereze (změna výstupního signálu způsobená předchozí interakcí, jež zhoršuje přesnost měření) v porovnání s piezorezistivními senzory [32] a menší spotřeba energie. Nevýhodou je závislost funkčnosti senzorů na rozměru plochy elektrod, což určuje výslednou kapacitu. Zmenšení senzorů snižuje citlivost, a proto je současnou výzvou. Další překážkou je doba odezvy, návrh struktury kapacitního senzoru musí to zohlednit.

Dvě elektrody z elastomeru s vodivými částicemi uzavírající vrstvu z elastomerového dielektrického kompozitu je nejrozšířenější variantou struktury kapacitního senzoru, protože to poskytuje dobrou flexibilitu, jež značně ovlivňuje citlivost [32].

Pro výrobu se jako vhodné jeví kovové materiály, např. Au, Ag, Cu a Al. V [11] je uveden příklad, kdy horní elektrodu tvoří kompozitní materiál PEDOT:PSS/EMIM-TCB (poly(3,4-ethylendioxythiofen) polystyrensulfonát a 1-ethyl-3-methylimidazolium tetracyanoborát), zatímco Au-ITO-Au (ITO je anglická zkratka pro indium cín oxid) je zvolen pro spodní elektrodu. Vhodným řešením je také použití grafenu a nanotrubic (CNT) [11].

2.2.1 Grafen a oxid grafenu jako dielektrika

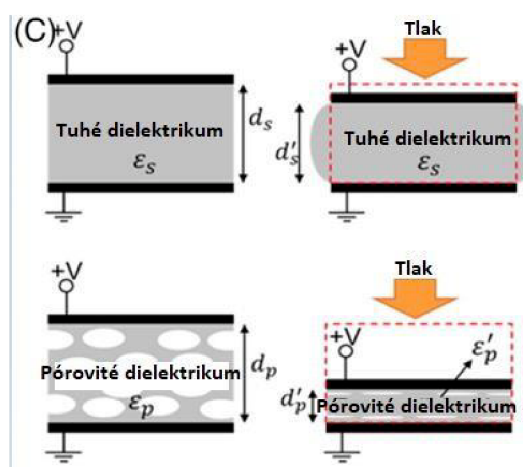
Grafen-polymerové kompozity byly používány pro výrobu senzorů spíše jako elektrody, zatímco v současné době je trendem praktická aplikace i dielektrických vlastností grafenu [11]. Vhodné uspořádání představuje kombinace grafenu a porézní nylonové sítě (obr. 12) s různými mikrootvory (150, 75, 35 μm) a tloušťkami (55, 48, 34 μm). Experimentální měření ukazují pracovní rozsah senzoru do 5 kPa s dobou odezvy < 20 ms [11].



Obrázek 12 Schéma procesu výroby kapacitního senzoru s použitím grafenu jako dielektrického materiálu [11]

2.2.2 Dielektrika s mikrostrukturami

Zvolení elastomeru s nízkým modulem pružnosti pro výrobu dielektrické vrstvy (např. PDMS, EcoFlex nebo akrylové elastomery) není vždy dostačující pro dosažení vhodné citlivosti kapacitního senzoru. Překážkou se stávají omezená stlačitelnost a viskoelastická elastomeru. Řešením může být vložení pórovitých struktur uvnitř dielektrické vrstvy [33]. Sensory s takto vyrobenými vrstvami dokážou detekovat tlak v rozměru jenom 0.1 Pa (obr. 13). Dalším přínosem mikroporeznosti je zvětšení roztažitelnosti: bylo zaznamenáno roztažení až 500 % původní délky [33].



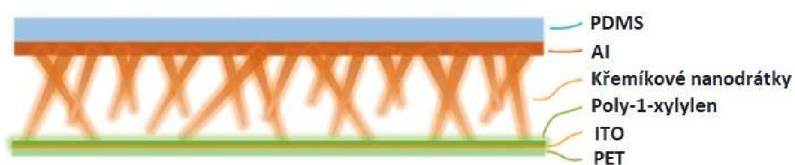
Obrázek 13 Porovnání stlačitelnosti pevného dielektrika a porézního [33]

Musíme si však zvážit náročnost vytváření takové struktury, což vede k zdražení senzoru. Další nevýhodou je nízký poměr signálu a šumu, způsobený nízkou permitivitou vzduchových pórů.

2.2.3 Sensory s křemíkovými nanodrátky

V článku [35] je uvedena konstrukce senzoru, kde funkci kapacitoru plní křemíkové nanodrátky (SiNW – silicon nanowires). Představují v podstatě elastické jehlovité krystaly, 1 – 2 μm dlouhé a rozmístěné v senzoru s hustotou $10^9/\text{cm}^2$. Jsou především charakterizovány schopností vydržet velké deformace v ohybu aniž by byly zlomeny a skoro nulovou viskoelasticitou. Struktura senzoru je následující: spodní elektroda je ITO/PET folie s vrstvou poly-l-xylylenu o tloušťce 100 nm, horní elektroda je složena z PDMS s tloušťkou 300 μm spojenou s hliníkovou folií a dielektrická vrstva je z nanodrátků. Schematicky je struktura ukázána na obr. 14. Výsledkem konstrukce zařízení byla rekordně nízká hystereze (přibližně 2,26 %) a extrémně

krátká doba odezvy (~ 3 ms). Navíc senzor s nanodrátky také vykazuje nízký detekční limit (0,1 Pa) a vynikající opakovatelnost měření.

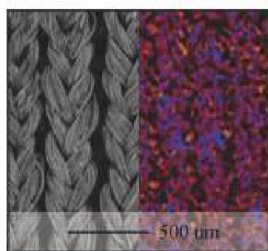


Obrázek 14 Struktura kapacitního senzoru s křemíkovými nanodrátky [35]

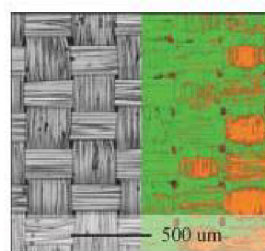
Obecně můžeme z toho odvést, že senzory s křemíkovými nanodrátky jsou vhodné pro případy, kdy potřebujeme velmi přesné měření s vysokou frekvencí.

2.2.4 Elastomery s tkaninami

Využití tkanin pro elektroniku je trendem posledních let. Vodivé tkaniny, a to buď pletené, nebo tkané (obr. 15), tvoří spolu se silikonovými elastomerními materiály taktilní snímače s dobrou flexibilitou. Vodivé tkaniny fungují jako paralelní deskové elektrody a 3D tištěný silikonový materiál jako dielektrikum [11]. Při působení tlaku na vodivé elektrody se silikonový elastomer zmenší, což má za následek změnu kapacity odpovídající působení tlaku. Senzor s pletenými elektrodami poskytuje lepší citlivost než tkané elektrody. Pro zlepšení citlivosti jsou elektrody mikrostrukturovány a dielektrika jsou naplněna cukrem a solí, aby se vytvořila mikroporéznost.



struktura pletených elektrod

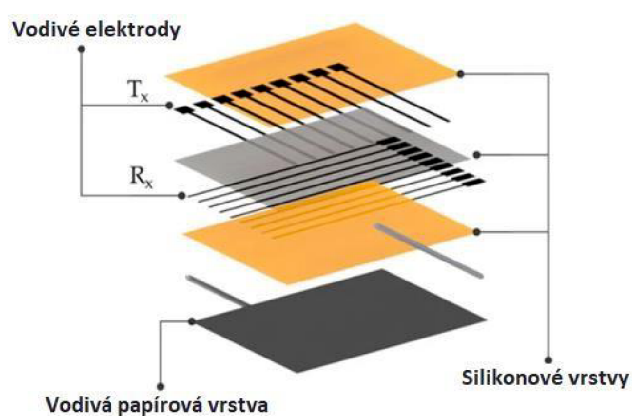


struktura tkaných elektrod

Obrázek 15 Fotografie pletených a tkaných struktur elektrod [11]

2.2.5 Kapacitní senzor s maticovým uspořádáním elektrod

V některých situacích musí senzor být schopen detekovat několik bodů předmětu současně kvůli různé geometrie robotických chapadel a objektu. I když většina kapacitních senzorů to umí, jsou v tomto případě citlivá pouze na vodivé objekty (například lidské tělo). Proto byl navržen kapacitní senzor, složený ze dvou polí elektrod (autoři pojmenovali horní pole elektrodů T_x a dolní pole R_x), „nakreslených“ pomocí vodivé barvy s obchodním jménem Bare Conductive, umístěných jedna nad druhou a rozdělených vrstvou ze silikonu [37]. Na horní pole T_x bylo přivedeno menší napětí, aby se vytvořilo elektrické pole, zlepšující funkci senzoru. Celá struktura je znázorněná na obr. 16.

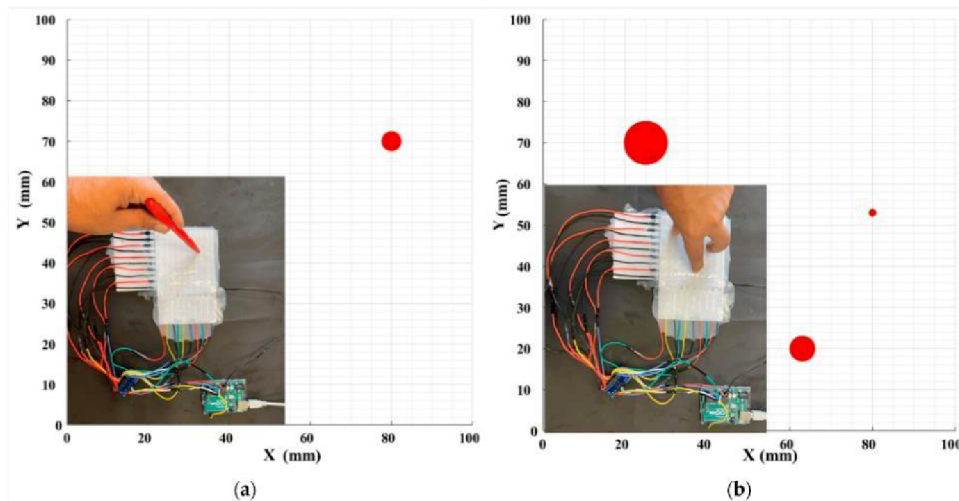


Obrázek 16 Struktura kapacitního senzoru pro měření vícebodového dotyku [37]

Jako silikonové vrstvy byl použit EcoFlex, protože je docela levný a zvládne velké roztážení, výroba levného senzoru byla jedním z cílů autorů.

Výrobní proces začíná nalitím tekutého polymeru EcoFlex do tloušťky cca 3 mm, na který se po vytvrzování umístí 9 elektrod se vzdáleností 10 mm mezi jednotlivými elektrodami. Poté se elektrody pokryjí tenkou vrstvou polymeru (autoři testovali různé tloušťky vrstvy, nejlepší citlivost byla dosažení při použití tloušťky 0.5 mm). V dalším kroku byla druhá vrstva elektrod umístěna kolmo na předchozí elektrodovou vrstvu. Jako finální vrstva slouží papírový štít s vodivým inkoustem a polymer, které jsou ohraničené od sebe vzduchovou mezerou (optimální hodnota mezery se uvádí v rozmezích 2-3 mm).

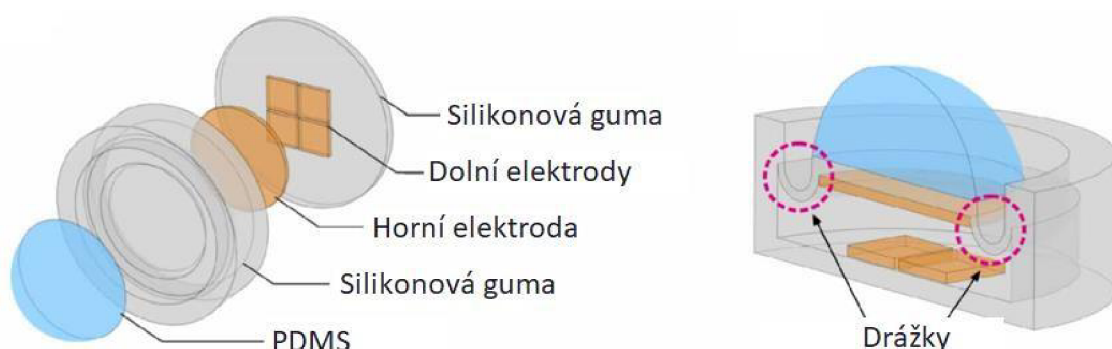
Senzor byl otestován ve dvou experimentech: nevodivým předmětem (plastová propiska) a vodivým (lidský prst). Jak je znázorněno na obr. 17, senzor dokáže detekovat tři dotykové body (účastník testu výhradně aplikoval tlak různé velikosti). Poloměr kruhů ukazuje změny kapacity dotykové podložky, což odpovídá různým tlakům.



Obrázek 17 Měření vícebodového dotyku pomocí kapacitního senzoru s maticovým polem elektrod [37]

2.2.6 3D kapacitní senzor založený na U struktuře

V [38] byl navržen kapacitní senzor docela neobvyklého tvaru, umožňující měření smykové síly. Je relativně levný ve výrobě, jednotlivé části senzoru se dají lehce naskládat do celku. Struktura senzoru je následující: flexibilní komoru o průměru 20 mm tvoří silikonová guma (SR – silicone rubber), k níž zevnitř jsou připevněny elektrody rozdělené vzduchovou mezerou o velikosti 3,1 mm sloužící jako dielektrická vrstva a zevnějška hrbolek ve tvaru polokoule z PDMS (obr. 18). Výsledná výška senzoru je 11,5 mm. Drážky přispívají k větší citlivosti, jelikož nastává větší deformace za stejné působící síly. Spodní elektrody jsou 4 čtverce uspořádaných ve tvaru matice 2x2, pomocí čehož dokáže senzor měřit i smykovou složku. Horní elektroda je ve tvaru kruhu a má plochu větší než všechny 4 spodní elektrody pro zajištění stálé velikosti kapacity senzoru i za působení síly.



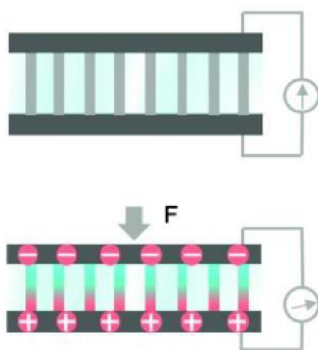
Obrázek 18 Struktura 3D kapacitního senzoru [38]

Hrbolek ve tvaru polokoule se vyrobí nalitím PDMS polymeru do formy a následným zbavením se bublin odplynováním. Pro vytvrzení se použije sušicí komora, kde se nechá forma s polymerem po dobu 5 hodin při teplotě 50 °C. Komora by mohla být vyrobená stejným způsobem. Pro elektrody byla zvolena metoda nanesení elektricky vodivého lepidla na bázi silikonu na PET film a následného vytvrzení po dobu 24 hodin při pokojové teplotě.

Senzor vyniká dobrou citlivostí (1.08 a 1.20 N⁻¹ v rozsahu normálové složky síly do 0,7 N a smykové do 0,6 N), dobou odezvy 40 ms a malou hysterezi (5.93%).

2.3 Piezoelektrické taktilní senzory

Piezoelektrické dotykové senzory jsou založeny na přímém piezoelektrickém jevu. Mechanická deformace piezoelektrických materiálů způsobuje vznik rozdílu elektrického potenciálu (obr. 19). Hlavní výhodou je vynikající vysokofrekvenční odezva díky okamžitému vytvoření elektrického potenciálu, proto je tento typ senzorů nejlepší variantou pro měření vibrací [13]. Nevýhodou je teplotní citlivost.



Obrázek 19 Princip fungování piezoelektrických senzorů [13]

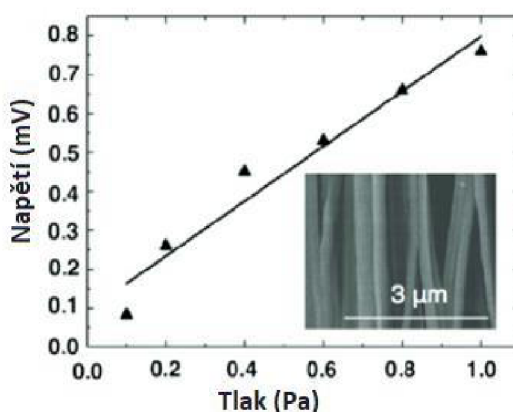
Původ vzniku efektu spočívá buď v posuvu různě nabitých iontů v materiálech s necentrosymetrickou krystalovou strukturou, například v oxidu zinečnatém, sulfidu kademnatém a nitridu hliníku, nebo ve změně dipólového momentu po procesu pólování uvnitř materiálu, například v polyvinylidenefluoridu (PVDF) [13]. Schopnost materiálů vytvářet rozdíl potenciálu při deformaci je kvantifikovaná piezoelektrickou konstantou:

$$Q = d \cdot F \quad (6)$$

kde Q je náboj na elektrodách (C), d je piezoelektrická konstanta (C/N) a F je síla, působící na materiál (N).

Anorganické látky vykazují vysokou piezoelektrickou konstantu, a proto senzory z nich vyrobené mají vysokou citlivost. Jsou ale křehké, proto jsou vhodné pro měkké taktilní senzory kombinované s polymery.

Současný pokrok v nanovýrobě přispěl k navrhování senzorů s tzv. zarovnanými poli piezoelektrických nanovláken, která vykazují vynikající piezoelektrické vlastnosti. Senzory, u kterých konce nanovláken jsou zapojeny do elektrického obvodu mají ultra vysokou citlivost i za nízkých hodnot tlaku 0,1–1 Pa (obr. 20).



Obrázek 20 Ukázka vysoké citlivosti piezoelektrických senzorů na základě nanovláken [13]

Přes pokroky v piezoelektrických polymerech omezují jejich nízké piezoelektrické konstanty realizaci hmatových senzorů s vysokými profily. K vyřešení tohoto problému byly navrženy různé anorganické piezoelektrické materiály, které současně zajišťují mechanickou poddajnost zařízení prostřednictvím specifických tvarových faktorů, jako jsou nanovrstvy a nanokuličky [13]. Jedním z příkladů jsou pásy PZT (titaničitan-zirkoničitan olovnatý) vytvořené v nanoměřítku. Flexibilní tlakový senzor se skládá z pole čtvercových prvků PZT společně připojených k hradlové elektrodě sousedního tranzistoru, což poskytuje zesílené detekce tlaku s ultranízkým detekčním rozsahem do 0,005 Pa a rychlou dobou odezvy 0,1 ms. Ultratenký profil (tloušťka menší než 30 μm) umožňuje zařízení mít konformní laminaci na kůži a tím k monitorování tlakových přechodných jevů spojených s arteriálním průtokem krve [13].

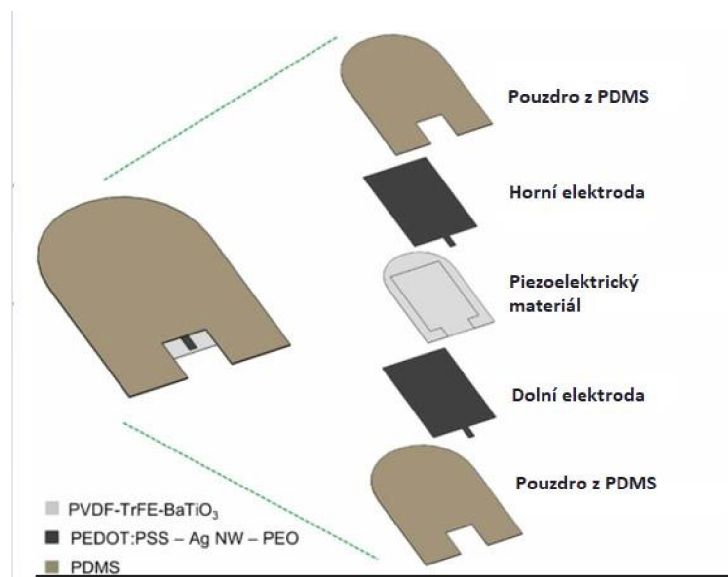
2.3.1 3D tištěný piezoelektrický senzor

Pro zlevnění výroby senzorů je také vhodným řešením použití 3D tisku. Například byla realizována tzv. metoda DIW (Direct Ink Writing) [39]. Metoda spočívá v uvolnění materiálu pomocí trysek přímo na platformu. Pro výrobu byly využity 3 různé materiály, zhotovených dopředu z jednotlivých složek [39]:

1. Jako základna pro tvorbu rozdílu potenciálu byl zvolen kopolymer P(VDF-TrFE) (piezoelektrická konstanta se rovná 25 pC/N), který je odvozen od PVDF polymeru. Pro zesílení jeho piezoelektrických vlastností byla přidána piezoelektrická keramika BaTiO₃ jako plnivo.
2. Elektrodu tvoří kompozit z vodivého polymeru PEDOT: PSS, hliníkových nanodrátků AgNWs pro zlepšení vodivosti a PEO pro optimalizaci viskoelastivity.
3. Jako obal použili autoři PDMS.

Tiskací systém je pak tvořen tryskami o různého průměru a za aplikování různého tlaku: pro P(VDF-TrFE)-BaTiO₃ tryska o průměru 0,4 mm za použití tlaku 305 mbar, pro PEDOT: PSS-AgNW-PEO průměr 0,33 mm a tlak 50 mbar, pro PDMS průměr 0,5 mm a tlak 200 mbar.

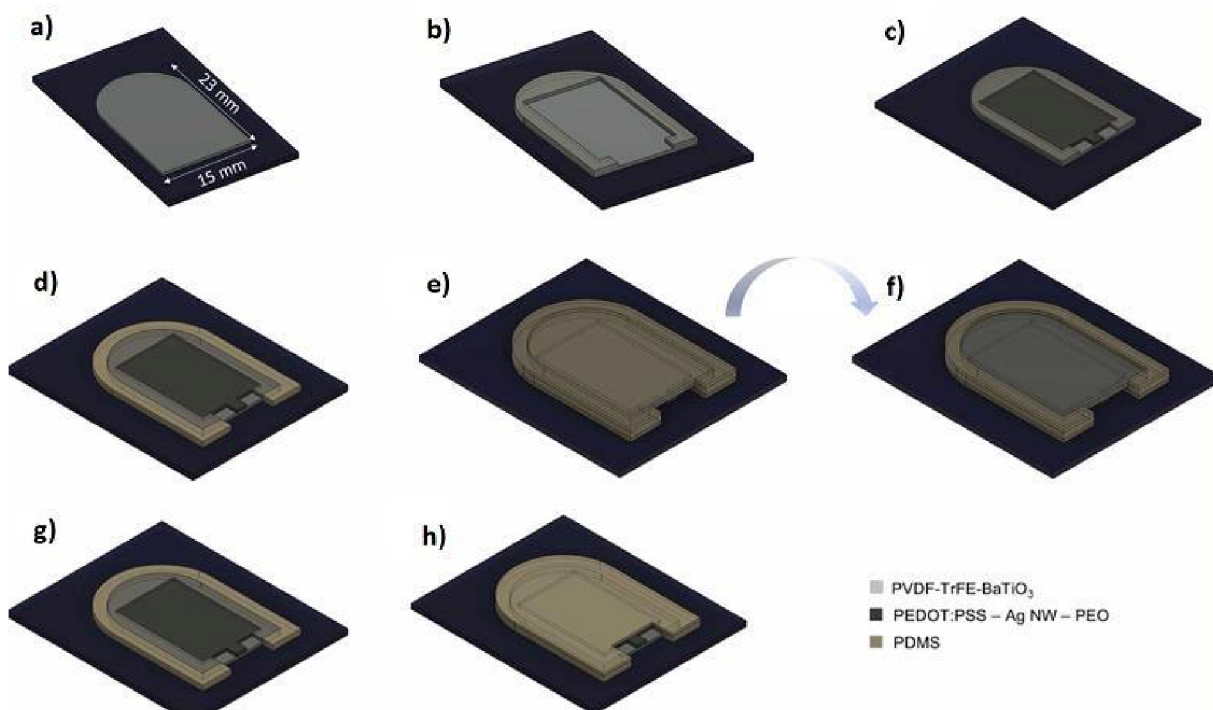
Výsledná velikost vytištěného senzoru je 2 cm x 1,5 cm, senzor se dá použít při návrhu robotické ruky podobné lidské. Pro zachování potřebného tvaru senzoru (obr. 21) byla každá jednotlivá vrstva vysušena při teplotě 70 °C. Jednotlivé kroky tisku senzoru budou popsány dále.



Obrázek 21 Složení 3D vytištěného piezoelektrického senzoru [39]

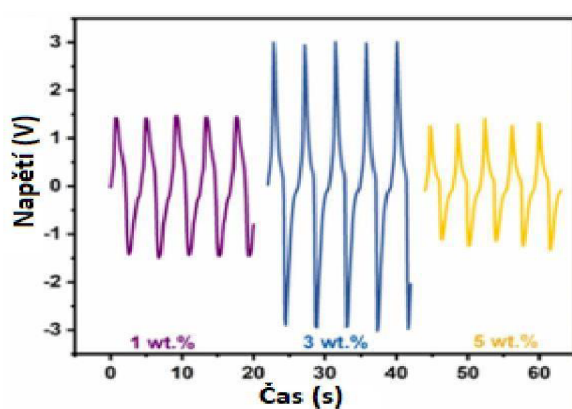
Nejprve byl inkoust P(VDF-TrFE)-BaTiO₃ vytištěn na skleněné podložce s okraji pro ohraničení jedné elektrody (obr. 22a,b). Následně byla tisknuta první elektroda (obr. 22c). Před tiskem vrstev PDMS na podložku bylo aplikováno mazivo (silikonový olej) k usnadnění následujícího odlepování. Poté byl tisknut PDMS tak, aby překrýval předchozí vrstvy ze stran a nahoře (obr. 22d,e). Struktura byla převrácena (obr. 22f). Přidané do procesu otočení přispělo k zachování vhodné struktury senzoru a zabránilo vzájemnému rozpouštění jednotlivých částí

senzoru. Dále byla vytištěna druhá elektroda (obr. 22g) a nakonec PDMS pro plné zapouzdření senzoru (obr. 22h). Po dokončení tisku byly externí vodiče připojeny pomocí stříbrné barvy k prodlouženým elektrodovým kontaktním ploškám.



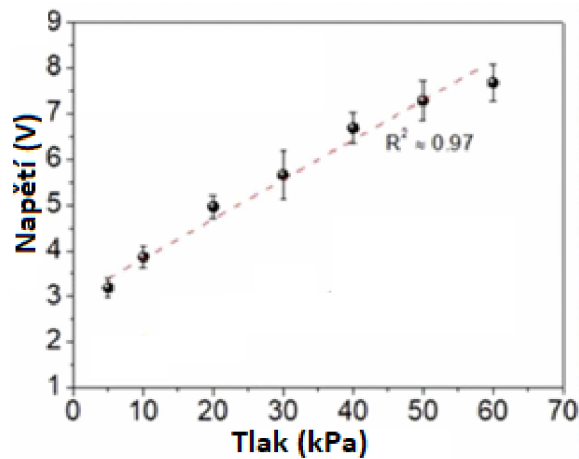
Obrázek 22 Postup 3D tisku piezoelektrického senzoru [39]

Byly testovány senzory vyrobené s různým hmotnostním poměrem BaTiO₃ k P(VDF-TrFE): 1 hm. %, 3 hm. % a 5 hm. %. Byla aplikována síla o stejné velikosti 3 N (30 kPa). Senzor s 3 hm. % BaTiO₃ vykázal nejvyšší skok napětí (obr. 23) a proto byl považován za nejvhodnější a testován dále.



Obrázek 23 Výsledky testování 3D tištěných piezoelektrických senzorů s různým hmotnostním poměrem BaTiO₃ k P(VDF-TrFE) [39]

Senzor ukázal citlivost ve velikosti $0,082 \text{ kPa}^{-1}$ v detekčním rozsahu 0-60 kPa a vysokou linearitu (obr. 24). Kromě toho byla také testována technologie 3D tisku ve smyslu její vztahu k výstupnímu generovanému napětí. Mezi 3 vyrobenými senzory s identickou strukturou byla spatřena odchylka v středním napětí v hodnotě 5 %, což podle předpokladů autorů je způsobeno usazováním částic plniva na dně i po promíchání nebo nestejnou tloušťkou jednotlivých vrstev senzorů. Pro napravení odchylky by se dali použít doplňkové obdoby nebo zavedení mísení substrátů přímo v tiskárně, což je výzvou do budoucna.



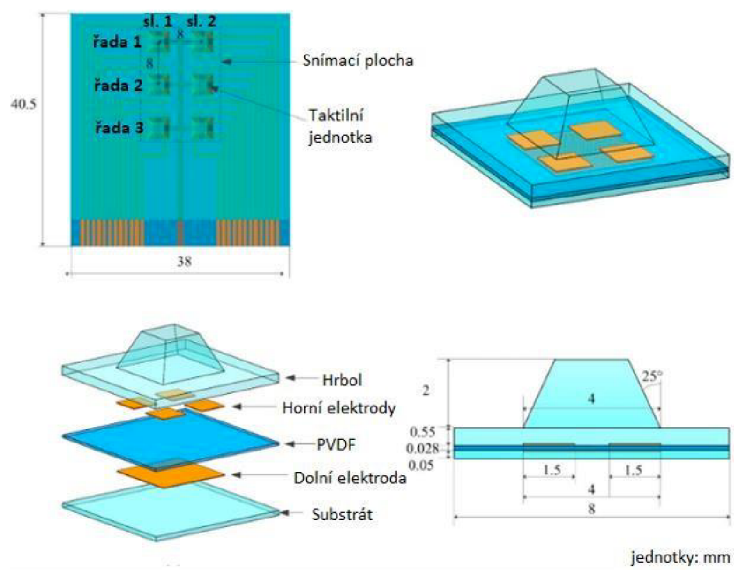
Obrázek 24 Graf závislosti výstupního napětí na aplikovaném tlaku při použití 3D tištěného piezoelektrického senzoru [39]

2.3.2 Tříosé pole piezoelektrických taktilních senzorů

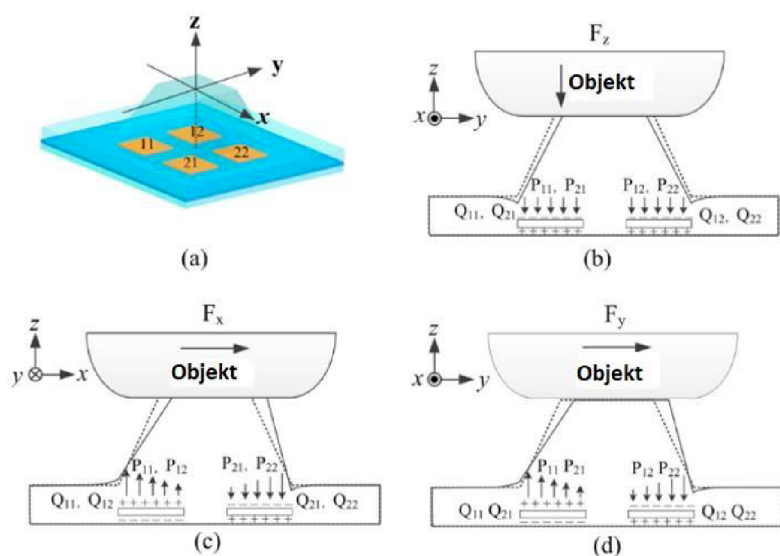
V [14] byl navržen snímač, umožňující 3D snímání a vyrobený jako pole tříosých dotykových jednotek, uspořádaných v tvaru matice 3×2 (obr. 25). Vzdálenost mezi středy dvou sousedních jednotek je 8 mm. Dotyková jednotka se skládá z následujících vrstev: PDMS pružná vrstva, horní hliníková elektrodová vrstva, PVDF film, spodní hliníková elektrodová vrstva a PDMS substrát (obr. 26c). Hliníkové vrstvy tvoří dohromady 4 piezoelektrické kondenzátory. Hrbolek z PDMS je upevněn ve středu jednotky (obr. 9b, d).

Síla působící na jednotku, má normálovou složku a složku tečnou (nebo jenom jednu z nich). Normální složka se na obr. 10a nachází na ose Z a tečné složky na osách X a Y. V případě působení jednotlivé normálové síly jsou všechny 4 piezoelektrické kondenzátory stlačeny a v horní vrstvě vznikají náboje Q_{11} , Q_{12} , Q_{21} , Q_{22} se stejným negativním znaménkem. Výsledná síla F_z se pak spočítá z průměru čtyř nábojů. V případě přítomnosti tečné složky síly se ve dvou kondenzátorech objevuje tažné napětí a ve dvou zbylých zase tlačné. V tomto

případě bude mít polovina nábojů kladné znaménko, což znamená, že výsledná velikost síly bude jejich rozdílem [14].



Obrázek 25 Schéma 3D snímače na bázi šesti dotykových jednotek s piezoelektrickým principem fungování [14]



Obrázek 26 Princip snímání síly v různých směrech [14]

2.4 Triboelektrické taktilní senzory

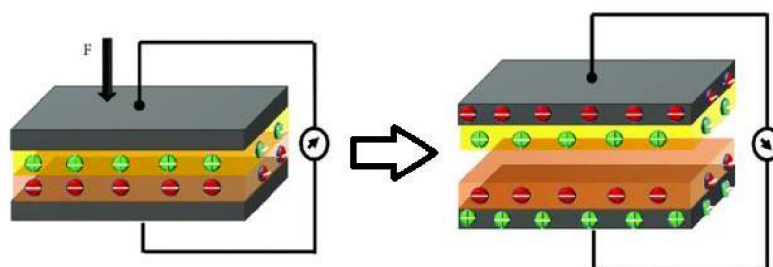
Základem funkce triboelektrických taktilních senzorů je triboelektrický jev, který je známý již 2600 let a setkáváme se s ním téměř každý den. Jako příklad může být uvedeno tření vlasů o hřeben nebo pryži o kožešinu, kdy elektrony přecházejí z jednoho materiálu do druhého a tím se materiály nabíjí náboji s různým znaménkem. Navíc, když druh materiálu, který má silný

triboelektrický efekt, je izolovaný nebo má malou vodivost, přenesené náboje by se mohly udržet na jeho povrchu po delší dobu [25].

FEP a PTFE mají největší triboelektrickou negativitu a jsou proto pro výrobu triboelektrických senzorů nejvíc používané [25]. Také se hojně používají uhlíkové nanotrubičky, Ag nanovláknny a tkané struktury, které zaručují dobrou vodivost a vynikající flexibilitu. Dalšími varianty je využití PDMS s mikrostrukturami, PDMS ve spojení s ITO, oxid grafenu, hydrogele nebo dokonce hedvábí.

V roce 2012 byl vynalezen tzv. TENG (triboelektrický nanogenerátor), který je založený na dvou fyzikálních jevech: triboelektrickém jevu a elektrostatické indukci. TENG stejně jako piezoelektrické senzory nepotřebuje žádný zdroj napájení, což umožňuje výrobu bezdrátových senzorů a je velmi žádoucí pro velkoplošné senzory. Můžou mít velmi dobrou citlivost, byly vyrobeny senzory, které dokázaly spatřit tlak způsobený kapkou vody (3,6 Pa) a tlak od pířka (0,4 Pa). Nevýhodou je obtížné měření statické síly, jelikož pro vznik triboelektrického jevu je požadována stala změna vnějšího působení. Tyto senzory také trpí závislostí na prostředí, zejména na vlhkosti. S rostoucí se teplotou účinnost funkce senzoru se zmenšuje.

Princip fungování triboelektrického nanogenerátoru je následující [27]: když jsou dva materiály s různým triboelektrickým chováním v kontaktu za působení vnější síly, jejich povrchy budou generovat kladné a záporné náboje, což je přímo triboelektrický jev (obr. 27). Po uvolnění senzoru se povrchy navzájem oddálí a vytvořené náboje zůstanou na materiálech. Při vytvoření smyčky mezi těmito materiály bude generován proud díky elektrostatické indukci.



Obrázek 27 Princip funkce triboelektrického nanogenerátoru [29]

Výkon triboelektrických nanogenerátorů je přímo závislý na hustotě nábojů na kontaktní ploše [27]. Jejich hustotu ovlivňuje zejména velikost kontaktní plochy. K její zvětšení se v současné době používají různé metody, jako například použití nanomateriálů na styku mezi vrstvy

senzoru. Nanostruktury zároveň zvyšují citlivost hmatového senzoru díky rozsáhlé variabilitě vzdálenosti mezi plochami předávajícími si náboje. Dalším důležitým faktorem je úprava povrchu [26]. Výroba povrchové hydrofobní mikrostruktury nejen zvyšuje výkon senzoru, ale také přispívá k jeho udržitelnosti ve vlhkém prostředí. Zvýšení adheze může také zlepšit tvorbu nábojů [26].

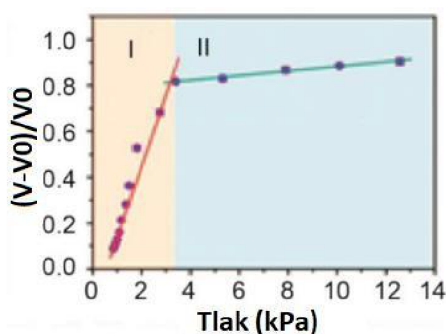
2.4.1 Triboelektrický senzor s mikrostrukturami

Mikrostruktury můžou být velmi užitečné pro zesílení triboelektrického jevu, zejména v kombinaci s nanodrátky, což bylo demonstrováno již v roce 2013 [42]. Byl použit PDMS s vytvořenými na povrchu pyramidami, které přicházejí do kontaktu s nanodrátky z Ag, nacházejícími se na povrchu hliníkového filmu (obr. 28).



Obrázek 28 Struktura triboelektrického senzoru s nanodrátky [42]

Citlivost senzoru v závislosti na aplikovaném tlaku představuje dvě čáry s různou strmostí a kvantitativně se rovná $0,31 \text{ kPa}^{-1}$ v oblasti nízkého tlaku a $0,01 \text{ kPa}^{-1}$ v oblasti tlaku nad $3,3 \text{ kPa}$ (obr. 29). Příčinou snížení citlivosti za většího tlaku je zmenšení počtu možných zbývajících kontaktních ploch. Senzor vykázal rychlost odezvy $< 5 \text{ ms}$ a dokázal detekovat tlak v rozměru $2,1 \text{ Pa}$.



Obrázek 29 Závislost výstupní změny napětí triboelektrického senzoru s nanodrátky na velikosti aplikovaného tlaku [42]

2.4.2. Triboelektrický senzor inspirovaný lidskou kůží

Nedávno byl vyvinut vysoce citlivý triboelektrický hmatový senzor s podobnou strukturou, jakou mají mechanosenzorické vrstvy, zabudované do lidské kůže [25]. Dva materiály (PDMS a P(VDF-TrFE)) na vzájemném styku jsou propojeny mikropory a polokoulí (obr. 30), což zmenšuje velikost senzoru. Důležitým faktorem je větší elasticita jedné vrstvy než elasticita druhé.



Obrázek 30 Triboelektrický senzor inspirovaný strukturou lidské kůže [25]

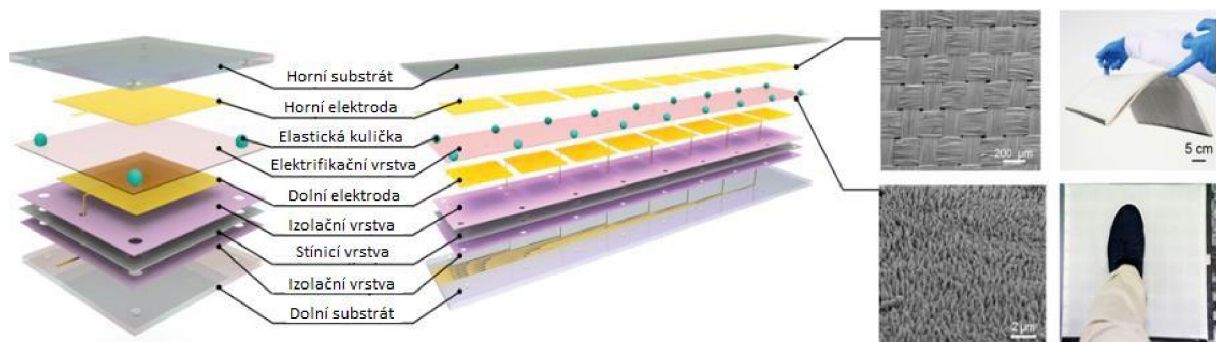
Senzor vyniká vysokou citlivostí $0,55 \text{ V kPa}^{-1}$ v rozsahu velikosti tlaku do $19,8 \text{ kPa}$, což je vhodné pro použití v zdravotních aplikacích, například při měření slabého tepu.

2.4.3. Velkoplošné triboelektrické senzorové pole

Jak již bylo zmíněno, triboelektrické senzory jsou určeny především k měření dynamické síly. Přičemž čím větší bude rychlost změny působící síly, tím bude větší generovaný proud, a proto i kvalitnější měření. Statické síla je pak detekovatelná velmi obtížně a do konstrukce musí být zabudovány další prvky. Tomu bylo věnováno v [41], kde autoři spojili triboelektrické vrstvy a unipolární tranzistory v jednom obvodu.

Výsledný senzor představuje plochu $38 \text{ cm} \times 38 \text{ cm}$, dokáže dosáhnout stabilní odezvy signálu i při tlaku $0,24 \text{ kPa}$ a posílá signály bezdrátově.

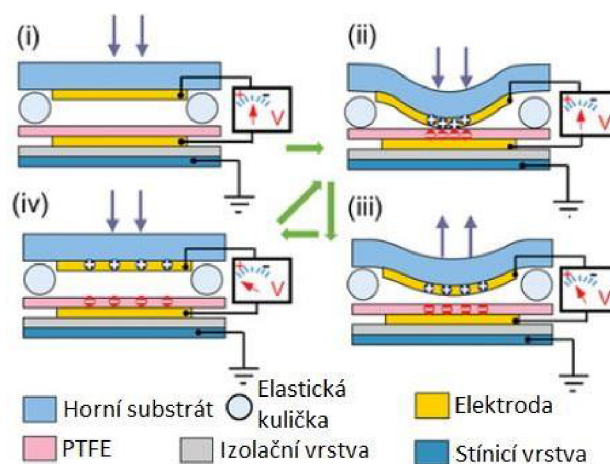
Struktura senzoru je znázorněna na obr. 31. Jedna senzorová jednotka se skládá z následujících komponent: horní a dolní krytí tvoří vrstva ze silikonu, horní elektrodová vrstva je z vodivé tkaniny, pak následují vrstva elastických kuliček o průměru 5 mm , elektrifikační vrstva z PTFE filmu, spodní elektrodová vrstva zase z vodivé tkaniny, dvě izolační vrstvy a uzemněná stínící vrstva [41].



Obrázek 31 Struktura jednotky triboelektrického sensorového pole [41]

Vodivé tkaniny byly použity, protože vykazují vynikající robustnost a stabilitu ve stavu ohybu, což značně přispívá k flexibilitě senzoru. Uzemněná stínící vrstva se zde používá k omezení přeslechů, má dvě izolační vrstvy na obou stranách, aby se zabránilo zkratům. Stínící vrstva také eliminuje elektrostatickou indukci mezi elektrodami ve vertikálním směru.

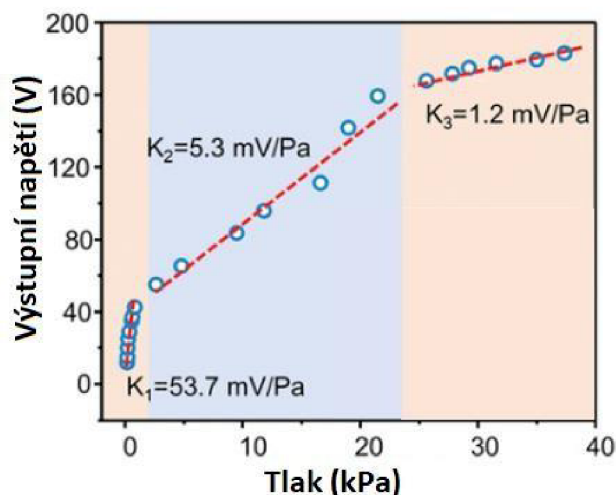
Mechanismus fungování spočívá na vzájemnou interakci mezi PTFE folii a horní elektrodou. V původním stavu jsou tyto vrstvy oddělené pomocí elastických kuliček. Při objevení se vnější síly přichází do kontaktu. Jelikož materiál PDFE je mnohem více triboelektricky záporný než materiál elektrody (tkanina), přecházejí elektrony z elektrody na PDFE vrstvu. Takže se vrstva PDFE nabijí záporně a elektroda kladně. Po uvolnění vnější síly se horní elektroda vrátí do původního stavu a vytvoří se tím rozdíl potenciálů, což může být detekováno voltmetrem (obr. 32).



Obrázek 32 Princip fungování jednotky triboelektrického pole [41]

Rozsah výstupního napětí je z 0,1 do 37,5 kPa, jak je znázorněno na obr. 33. Z grafu na obrázku je patrné, a to bylo naznačeno autory článku, že výsledné napětí se rozdělí do 3 různých oblastí. V oblasti nízkého tlaku (0,1–0,7 kPa) je citlivost $53,7 \text{ mV Pa}^{-1}$ s linearitou $R^2 = 0,996$. V oblasti

středního tlaku (2,5–21,5 kPa) dosahuje tlaková citlivost $5,3 \text{ mV Pa}^{-1}$ s linearitou $R^2 = 0,991$. A v oblasti vysokého tlaku 25,5–37,5 kPa se tlaková citlivost snižuje na $1,2 \text{ mV Pa}^{-1}$ s linearitou $R^2 = 0,980$. Různé citlivosti lze vysvětlit různými rychlosti změny kontaktních ploch při zvyšující se aplikované síle.



Obrázek 33 Výsledek testu triboelektrického pole senzoru [41]

Byl také proveden test životnosti, aby se potvrdila stabilita senzoru po více než 30 000 cyklů. Podle skoro žádného rozdílu ve výstupním napětí za stejné aplikované síle můžeme posoudit, že senzor vyniká výbornou opakovatelností měření.

2.5 Magnetické taktilní senzory

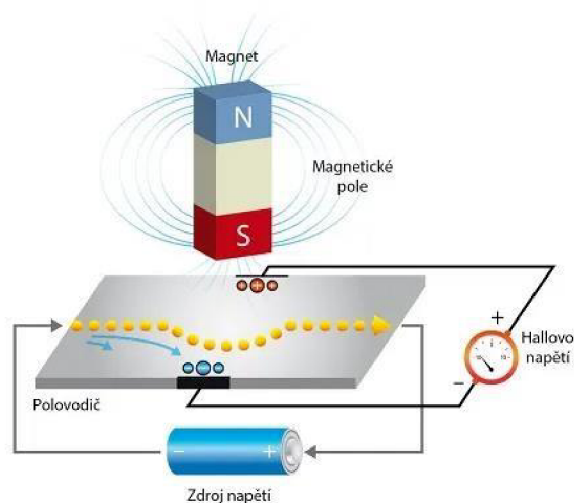
Ve srovnání s hmatovými senzory založenými na jiných mechanismech mají magnetické hmatové senzory výhody vysoké citlivosti, nízké hystereze, nízké spotřeby energie, snadné implementace trojrozměrné detekce a možnosti vzdálené detekce [15]. Nevýhodou je značné množství výstupních dat.

V praxi se používají různé typy magnetických senzorů, které se liší způsobem hmatového vnímání. Nejrozšířenější jsou tzv. Hallovy senzory, proto budou probrány podrobněji. Pak následují anizotropní magnetorezistivní (AMR) senzory a tunelové magnetorezistivní (TMR) senzory.

2.5.1 Hallův senzor

Hallovy senzory jsou založeny na Hallově jevu. Poprvé byl tento jev spatřen v roce 1879 americkým vědcem Edwinem Halleem [17]. Jeho podstata spočívá ve vychýlení proudu ve

vodivé desce, které je způsobené svisle stojícím magnetem (obr. 34) nad ní. Důsledkem toho se hromadí elektrický náboj na jedné straně tělesa záporný a na druhé straně kladný, což způsobuje vznik napětí.



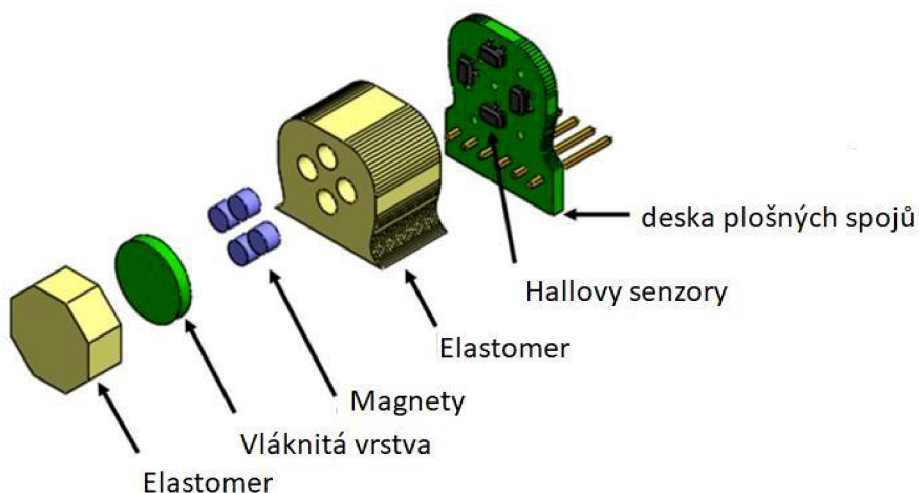
Hallův jev, autor: CeSt, zdroj: WikiSkripta, licence obrázku Creative Commons Uveďte autora 3.0

Obrázek 34 Princip Hallova jevu [17]

Jelikož je výrobní proces těchto senzorů kompatibilní s výrobou polovodičů, je jejich cena docela nízká. Často se používají k detekci silných magnetických polí. Byly také široce používány jako magnetické spínače a magnetometry v různých aplikacích [15]. Nejlepší metodou realizace Hallova jevu pro účely taktilního měření je vložit permanentní magnet a Hallovu sondu do pružného materiálu. Při působení síly se pružný materiál deformuje, permanentní magnet změní polohu, a tím se změní i napětí v Hallově sondě, čímž lze určit velikost a směr hmatové síly. Tento způsob byl poprvé použit v roce 2006 [17], kdy autoři vyrobili dutou strukturu ve tvaru polokouli ze silikonu pro trojrozměrné měření. V horní části byl umístěn magnet a v dolní čtyři Hallovy sondy. Autorům se podařilo dosáhnout rozlišení ve velikosti 94 mN pro normálovou sílu. V dnešní době je pro trojrozměrné snímání dostatečné použití jednoho sensorového čipu. Nejpoužívanější je snímací zařízení MLX90393 (od firmy Melexis, Belgie). Magnetický senzor s tímto čipem dokáže rozlišit tečnou sílu ve velikosti 0,71 mN a normálovou ve velikosti 1,42 mN [15].

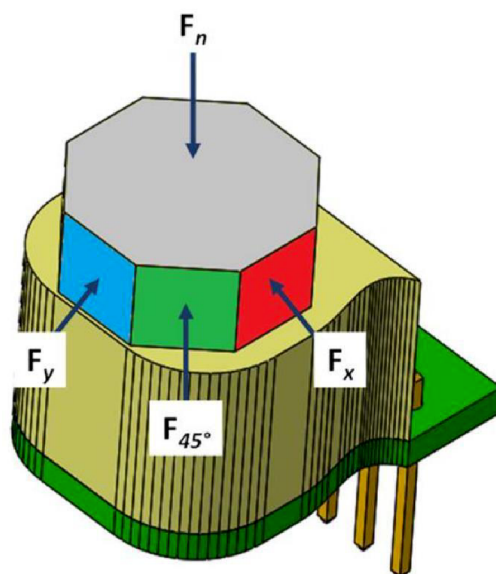
Díky schopnosti rozlišit tak malé vnější tlaky jsou magnetické senzory velmi vhodné pro chirurgické aplikace. Například v [43] autoři zkonstruovali senzor pro měření normálové a smykové síly. Maximální rozsah normálové složky je do 20 N s citlivostí 16 N^{-1} , rozsah smykové složky je do 3.5 N s citlivostí 30 N^{-1} . Maximální hystereze pro oba případy se přibližně rovná 8,4 %.

Struktura senzoru je znázorněná na obr. 35 a je následující: měřicí prvky jsou 4 Hallové sondy Honeywell SS39ET na desce plošných spojů, na které se umístí 10 mm vrstva elastomeru s válcovými dírami pro 4 magnety N30H o výšce 2 mm a průměru 3 mm a vzdálenosti 6 mm od Hallových sond. Magnety zakrývá kruhová deska z tvrdých vláken a osmihranná elastomerová vrstva.

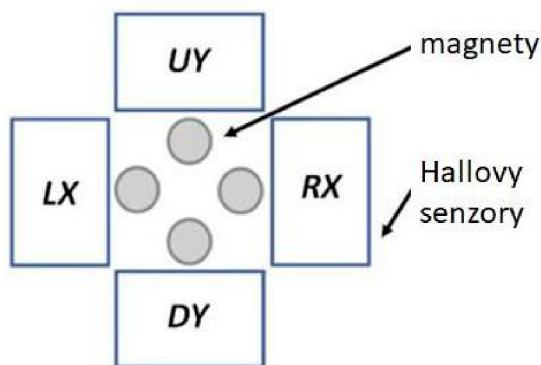


Obrázek 35 Struktura magnetického senzoru [43]

Smyková složka se dá měřit v 8 různých směrech (obr. 36), pro rozlišení mezi jednotlivými směry Hallové sondy byly pojmenovány RX, LX, UY a DY (obr. 37). Když je síla aplikována v normálním směru, všechny čtyři magnety se pohybují blíže k sondám a intenzita magnetického pole se zvyšuje kolem všech sond. Při působení síly v kladném směru x se intenzita magnetického pole Hallové sondy RX zvyšuje, zatímco u LX klesá a zůstává konstantní pro Hallové sondy UY a DY. Pro vstupní sílu pod úhlem 45° se intenzita magnetického pole v Hallových sondách UY a RX zvyšuje a u LX a DY klesá. Mechanismus měření síly v ostatních smykových směrech je jasný.



Obrázek 36 Měření síly pomocí magnetického senzoru v různých směrech [43]



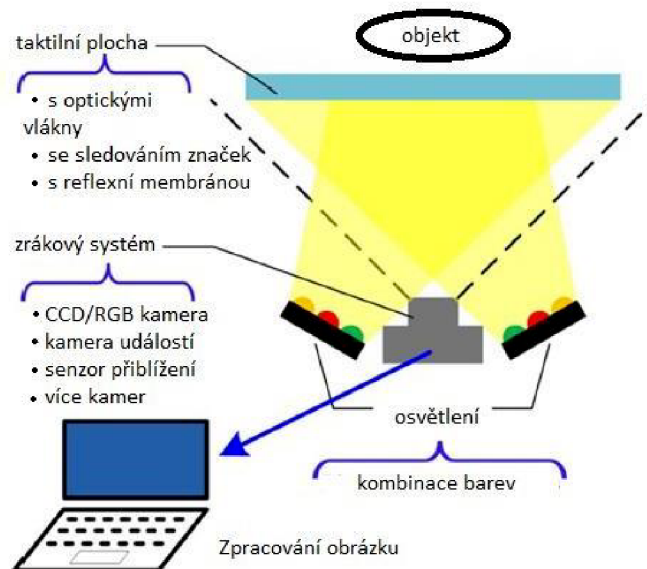
Obrázek 37 Schéma uspořádání prvků magnetického senzoru [43]

2.6 Optické taktilní senzory

V této kapitole budou probány senzory, kde snímacím mechanismem je „natáčení“ změny světelných podmínek, způsobenou deformací dotykové plochy pomocí kamery. Díky současnému pokroku v rozlišovací schopnosti kamer a kvalitě zpracování signálů mají tyto snímače slibné perspektivy využití. Všechny mechanické podněty přenáší jenom povrch senzoru, nikoli snímací zařízení, což značně zjednodušuje jejich případnou opravu [19]. Další výhodou je nízká hystereze. Nevýhodou jsou větší výrobní náklady.

Základní konfigurace systému optických taktilních senzorů zahrnuje tři složky: snímací „kůže“, zrakový prvek a osvětlení (obr. 38). Osvětlení je zabudováno pro zlepšení kvality obrazu. Snímky pořízené zrakovým prvkem jsou následně zpracovány pomocí algoritmů. Na základě různých typů mechanismů snímání jsou v praxi využité tři typy optických senzorů [19]:

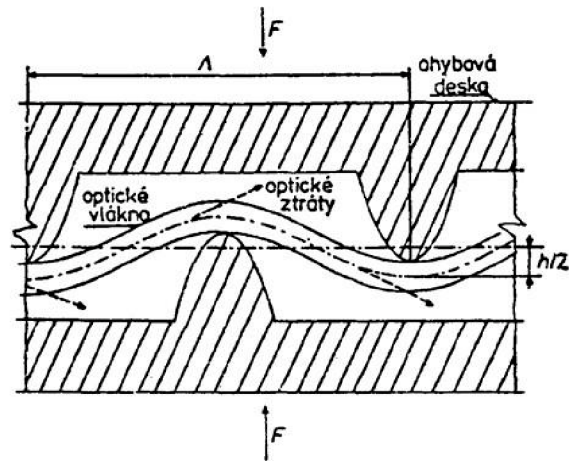
- S optickými vlákny;
- Založené na sledování markerů;
- Založené na reflexní membráně.



Obrázek 38 Princip fungování optických taktilních senzorů [19]

2.6.1 Mikroohybové optické senzory

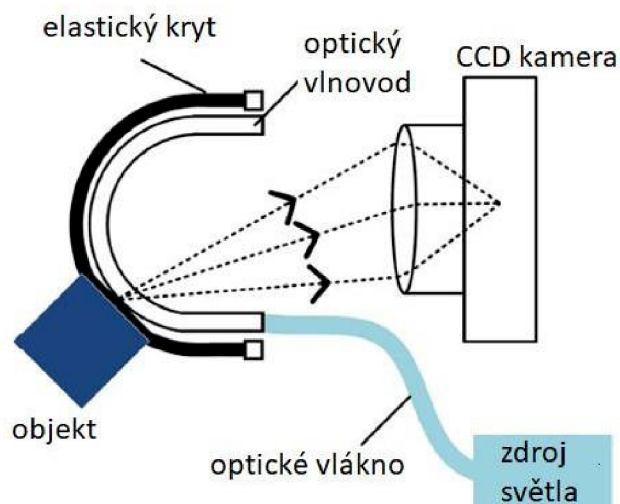
Princip fungování spočívá v odrazu světelného paprsku uvnitř optického vlákna, způsobený deformací a detekovaný fotodiodou (FD) nebo fototranzistorem (FT), popř. PIN diodou. Zdrojem světla procházejícího skrz optické vlákno může být například LED (světelná dioda). Jsou to v podstatě nejstarší optické taktilní senzory. Již v 80. letech 20. století bylo poprvé použito optické vlákno k zachycení odrazu světla na silikonovém povrchu a pomocí PIN, FD nebo FT byla detekována změna optického signálu po deformaci vláken (obr. 39) [21].



Obrázek 39 Mikroohybový senzor [45]

Na obr. 40 je znázorněno další možné uspořádání prvků pro zajištění funkce senzoru. V tomto případě tvoří vlnovod polokouli, která je krytá elastickým pouzdem. Při působení objektu na pouzdro se elastický materiál dotkne povrchu vlnovodu, a tím vyvolá rozptyl světla v tomto bodě, což spatří kamera. Počítač zpracuje signál z kamery a detekuje polohu dotyku a velikost normálové síly.

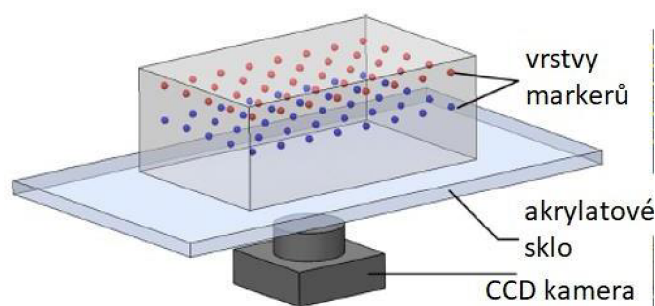
Za účelem přidání detekce tečné složky síly bylo navrženo použít lehký kov (hliník) jako pouzdro místo elastického materiálu [22]. Interakci s okolím pak přenáší malá sloupcová tykadla uspořádaná po celém povrchu pouzdra. Strana tykadla, která má interagovat se světlopropustným tělesem, je opatřena čtyřmi menšími kužely.



Obrázek 40 Další možná konstrukce optického taktilního senzoru [21]

2.6.2 Optické senzory založené na sledování markerů

Modernější způsob detekce mechanického podnětu je tisk určitého vzoru markerů na snímací médium nebo v něm a následné sledování změny tohoto vzoru pomocí kamery. Pohyb markerů přímo souvisí s deformací materiálu, a proto ho můžeme použít k určení rozložení vnější síly na povrchu, zejména k určení typu interakcí (normálová síla, tečná síla nebo moment) [23]. Důležitou roli hraje rozložení markerů, nejčastěji se volí symetrický vzor. Pro zlepšení přesnosti měření se markery umísťují ve dvou vrstvách v materiálu (obr. 41). Používá se transparentní elastický materiál o tloušťce 40 mm, délce 100 mm a šířce 90 mm [19], do něhož jsou zapuštěny dvě vrstvy markerů s různou barvou a vzdáleností 1,5 mm mezi sebou. Využívá se CCD kamera, která se nachází pod akrylovou deskou.



Obrázek 41 Optický senzor, založený na sledování markerů [19]

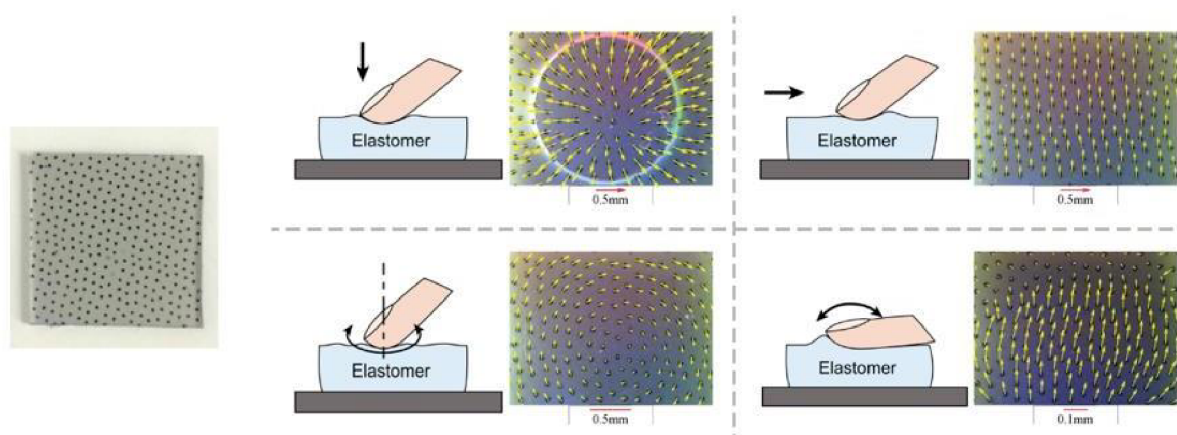
Nevýhodou metody použití markerů je složitost následného zpracování údajů z kamery, způsobené také nelinearitou deformací pružného materiálu. Pro přesný odhad působené síly může být potřeba použít neuronovou síť, což znamená velké množství trénovacích dat, získaných například pomocí robotických manipulátorů [22].

2.6.3 Optické senzory s reflexní membránou

Většinou se používají pro přesné snímání textury povrchu předmětu a jeho tvaru. Konstrukce se obvykle skládá z pevné průhledné desky z elastomeru, který je potažený reflexní membránou. Když se předmět vtlačuje do membrány, ta se deformuje a docela přesně kopíruje tvar objektu. Membránu zase sleduje kamera, přitom zabudované osvětlení umožňuje následné použití tzv. metody fotometrického stereo algoritmu. Ta spočívá v pozorování objektu za různých světelných podmínek, když máme dostatečné množství světelných zdrojů z různých úhlů. Měřením množství odraženého světla do kamery lze jednoznačně určit orientaci a tvar povrchu. Výsledkem je prostorové rozlišení dosahující 1–2 mikrony [21].

2.6.4 *senzor GelSight*

GelSight je v podstatě spojení dvou dříve popsaných metod a je určený k analýze geometrii s vysokým prostorovým rozlišením 30–100 mikronů a zároveň k odhalení působící síly. Tento senzor obsahuje kontaktní plochu z měkkého elastomeru a detekuje deformaci, a to jak ve vertikálním (umístění osvětlení různé barvy pod různými uhly), tak i bočním směru (pomocí značek). Tyto deformace odpovídají přesnému tvaru objektu a tlaku na kontaktní ploše (obr. 42). Pomocí zpracování výstupních dat lze odvodit přitlačnou sílu a skluz.

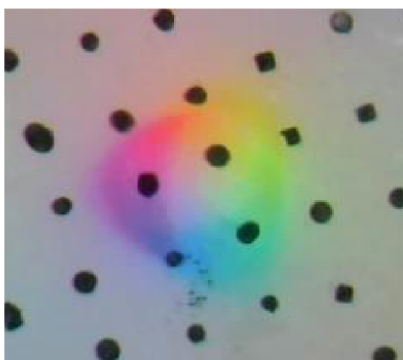


Obrázek 42 *Obecné schéma fungování senzoru GelSight [42]*

Z pohybu značek můžeme přesně změřit kontaktní sílu: typ a směr síly se určuje vzorem značek a velikost lze odvodit z toho, jak moc se značky přemístily. Za působení normálové síly se značky šíří ven z kontaktního centra, za působení smykové značky pohybují do jedné strany. Při výskytu momentu v rovině plochy senzoru vytvoří značky kruhový vzor. Při kombinaci různých typů interakcí jejich podstata se určuje z aproximací vytvořeného vzoru [21].

Senzor GelSight dokáže detekovat skluz a počínající se skluz, a to z toho, že dojde ke snížení kontaktního tlaku nejprve v okrajích kontaktní oblasti. Značky v centru kontaktu se v tomto případě budou pohybovat s větší rychlostí než značky na okrajích, což zase detekuje kamera. Skluz objektů s velkou zakřiveností lze detekovat pomocí porovnání pohybu značek a pohybu tvarů objektů [21].

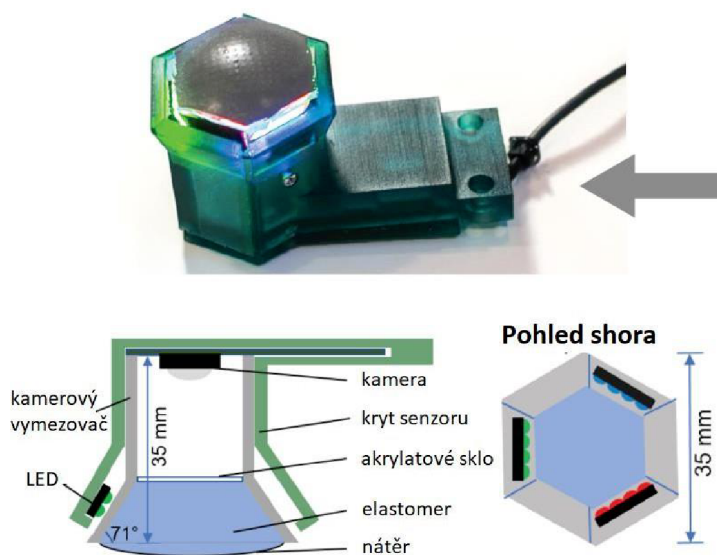
Byla provedena kalibrace pomocí kuličky pro sestavení a případnou opravu algoritmu zpracování obrázku (obr. 43). Kulička se přitiskne několikrát pro odhalení nepříznivého vlivu nedokonalého umístění značek, šumu a nehomogenity světelných podmínek. Pro nezachycené deformace se použije lineární interpolace.



Obrázek 43 Testování senzoru GelSight pomocí kuličky [21]

Snímač je v šestiúhelníkovém tvaru a má systém osvětlení využívající LED (Osram Opto Semiconductor Standard LED-SMD, Sunnyvale, CA, USA) s barvami RGB. Diody jsou uspořádány v polích 2×4 a jsou nakloněny pod úhlem 71° . Většina částí tohoto senzoru je 3D vytištěna na tiskárně Formlab 2 (Formlabs Inc., Somerville, MA, USA) a čiré akryly jsou řezány laserovou rezačkou. Snímací elastomer je nalepen na akrylovou folii. Celá struktura je znázorněna na obr. 44.

GelSight dokáže rozpoznat typ materiálu ze struktury povrchu. Další výhodou je vysoká rozlišovací schopnost, minimální detekovaná síla je 0,08 N.



Obrázek 44 Struktura celého senzoru GelSight [21]

Závěr

Tato práce měla za cíl popsat typy taktilních senzorů, které mohou být použity v robotice. Byly v ní zkoumány různé mechanismy převedení mechanických podnětů na elektrické signály, včetně rezistivních, kapacitních, piezoelektrických, triboelektrických, magnetických a optických, s důrazem na jejich principy fungování, strukturu, výhody a omezení.

Porovnání taktilních senzorů bylo provedeno na základě charakteristik, nezbytných pro optimalizaci v souladu s konkrétními požadavky pro určité aplikace. Klíčovými faktory, na které se musí při hodnocení zaměřit, jsou citlivost, detekční rozsah, linearita výstupního signálu, doba odezvy, hystereze a schopnost detekovat vícesměrně působící síly. Dalšími parametry mohou být jednoduchost ve výrobě, robustnost a závislost/nezávislost na zdrojích energie.

Byly představeny inovativní technologie výroby, moderní materiály a zajímavé způsoby detekce mechanických podnětů, které umožňují vytvářet senzory s požadovanými vlastnostmi. Stojí za zmínku použití tzv. nanomateriálů – nanočástic a nanovláken, polymerů s vynikající roztažitelností, různých kompozit, tkanin a 3D tištěných struktur. Byly znázorněny bezdrátové taktilní senzory, senzory využívající sledování pohybu značek pomocí kamery, senzory, které dokážou detekovat tlak způsobený pírkem a další zajímavosti.

Směry dalšího výzkumu by mohly zahrnovat způsoby výroby senzorů, nezávislých na prostředí a zvětšení rozsahu měření taktilních senzorů, vývoj nových materiálů s vylepšenými vlastnostmi (například elastomerů s nižší viskoelasticitou) a zkoumání možností levné integrace těchto senzorů s pokročilými algoritmy zpracování dat a umělou inteligencí. Slibnou technologií pro zlevnění výroby je 3D tisk, kde výzvou do budoucna je odstranění nehomogenity tištěných materiálů, což je způsobováno usazováním částic uvnitř zásobníků tiskárny.

Celkově lze konstatovat, že taktilní senzory mají zásadní potenciál pro budoucí inovace v oblasti robotiky a přispívají k vytváření inteligentnějších, bezpečnějších a víceinteraktivních robotických systémů.

Seznam použitých zdrojů

- [1] LYNCH, Patrick; CULLINAN, Michael F. a MCGINN, Conor. Adaptive Grasping of Moving Objects through Tactile Sensing. Online. *Sensors*. 2021, roč. 21, č. 24. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s21248339>. [cit. 2024-03-20].
- [2] DAHIYA, R.S.; METTA, G.; VALLE, M. a SANDINI, G. Tactile Sensing—From Humans to Humanoids. Online. *IEEE Transactions on Robotics*. 2010, roč. 26, č. 1, s. 1-20. ISSN 1552-3098. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2033627>. [cit. 2024-03-20].
- [3] CHI, Cheng; SUN, Xuguang; XUE, Ning; LI, Tong a LIU, Chang. Recent Progress in Technologies for Tactile Sensors. Online. *Sensors*. 2018, roč. 18, č. 4. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s18040948>. [cit. 2024-03-20].
- [4] LYNCH, Patrick; CULLINAN, Michael F. a MCGINN, Conor. Adaptive Grasping of Moving Objects through Tactile Sensing. Online. *Sensors*. 2021, roč. 21, č. 24. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s21248339>. [cit. 2024-03-20].
- [5] BUBNIENE, Urte Samukaite; RATAUTAITE, Vilma; RAMANAVICIUS, Arunas a BUCINSKAS, Vytautas. Conducting Polymers for the Design of Tactile Sensors. Online. *Polymers*. 2022, roč. 14, č. 15. ISSN 2073-4360. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym14152984>. [cit. 2024-03-20].
- [6] LIN, Jui-Chi; LIATISIS, Panos a ALEXANDRIDIS, Paschalis. Flexible and Stretchable Electrically Conductive Polymer Materials for Physical Sensing Applications. Online. *Polymer Reviews*. 2023, roč. 63, č. 1, s. 67-126. ISSN 1558-3724. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/15583724.2022.2059673>. [cit. 2024-03-20].
- [7] VOLF, J. et al.: Transducer for Pressure Distribution Measurement and its Practical Tests.
- [8] LI, Jing; FANG, Lichen; SUN, Bohan; LI, Xixing a KANG, Sung Hoon. Review—Recent Progress in Flexible and Stretchable Piezoresistive Sensors and Their Applications. Online. *Journal of The Electrochemical Society*. 2020, roč. 167, č. 3. ISSN 0013-4651. Dostupné z: <https://doi.org/10.1149/1945-7111/ab6828>. [cit. 2024-03-20].

- [9] PAVEL, Ileana-Alexandra; LAKARD, Sophie a LAKARD, Boris. Flexible Sensors Based on Conductive Polymers. Online. *Chemosensors*. 2022, roč. 10, č. 3. ISSN 2227-9040. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/chemosensors10030097>. [cit. 2024-03-20].
- [10] CAO, Minghui; SU, Jie; FAN, Shuangqing; QIU, Hengwei; SU, Dongliang et al. Wearable piezoresistive pressure sensors based on 3D graphene. Online. *Chemical Engineering Journal*. 2021, roč. 406. ISSN 13858947. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.cej.2020.126777>. [cit. 2024-03-20].
- [11] MISHRA, Rishabh B.; EL-ATAB, Nazek; HUSSAIN, Aftab M. a HUSSAIN, Muhammad M. Recent Progress on Flexible Capacitive Pressure Sensors: From Design and Materials to Applications. Online. *Advanced Materials Technologies*. 2021, roč. 6, č. 4. ISSN 2365-709X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/admt.202001023>. [cit. 2024-03-20].
- [12] SALIM, Ahmed a LIM, Sungjoon. Review of Recent Inkjet-Printed Capacitive Tactile Sensors. Online. *Sensors*. 2017, roč. 17, č. 11. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s17112593>. [cit. 2024-03-20].
- [13] WANG, Chunfeng; DONG, Lin; PENG, Dengfeng a PAN, Caofeng. Tactile Sensors for Advanced Intelligent Systems. Online. *Advanced Intelligent Systems*. 2019, roč. 1, č. 8. ISSN 2640-4567. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/aisy.201900090>. [cit. 2024-03-20].
- [14] YU, Ping; LIU, Weiting; GU, Chunxin; CHENG, Xiaoying a FU, Xin. Flexible Piezoelectric Tactile Sensor Array for Dynamic Three-Axis Force Measurement. Online. *Sensors*. 2016, roč. 16, č. 6. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s16060819>. [cit. 2024-03-20].
- [15] MAN, Jiandong; CHEN, Guangyuan a CHEN, Jiamin. Recent Progress of Biomimetic Tactile Sensing Technology Based on Magnetic Sensors. Online. *Biosensors*. 2022, roč. 12, č. 11. ISSN 2079-6374. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bios12111054>. [cit. 2024-03-20].
- [16] WANG, Hongbo; DE BOER, Greg; KOW, Junwai; ALAZMANI, Ali; GHAJARI, Mazdak et al. Design Methodology for Magnetic Field-Based Soft Tri-Axis Tactile

Sensors. Online. *Sensors*. 2016, roč. 16, č. 9. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s16091356>. [cit. 2024-03-20].

[17] GUNAWAN, Oki; PAE, Seong Ryul; BISHOP, Douglas M.; VIRGUS, Yudistira; NOH, Jun Hong et al. Carrier-resolved photo-Hall effect. Online. *Nature*. 2019, roč. 575, č. 7781, s. 151-155. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41586-019-1632-2>. [cit. 2024-03-20].

[19] SHAH, Umer Hameed; MUTHUSAMY, Rajkumar; GAN, Dongming; ZWEIRI, Yahya a SENEVIRATNE, Lakmal. On the Design and Development of Vision-based Tactile Sensors. Online. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*. 2021, roč. 102, č. 4. ISSN 0921-0296. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10846-021-01431-0>. [cit. 2024-03-20].

[20] KAMPMANN, Peter a KIRCHNER, Frank. Integration of Fiber-Optic Sensor Arrays into a Multi-Modal Tactile Sensor Processing System for Robotic End-Effectors. Online. *Sensors*. 2014, roč. 14, č. 4, s. 6854-6876. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s140406854>. [cit. 2024-03-20].

[21] YUAN, Wenzhen; DONG, Siyuan a ADELSON, Edward. GelSight: High-Resolution Robot Tactile Sensors for Estimating Geometry and Force. Online. *Sensors*. 2017, roč. 17, č. 12. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s17122762>. [cit. 2024-03-20].

[22] IKAI, Takuya; KAMIYA, Shota a OHKA, Masahiro. Robot Control Using Natural Instructions Via Visual and Tactile Sensations. Online. *Journal of Computer Science*. 2016, roč. 12, č. 5, s. 246-254. ISSN 1549-3636. Dostupné z: <https://doi.org/10.3844/jcssp.2016.246.254>. [cit. 2024-03-20].

[23] SFERRAZZA, Carmelo a D'ANDREA, Raffaello. Design, Motivation and Evaluation of a Full-Resolution Optical Tactile Sensor. Online. *Sensors*. 2019, roč. 19, č. 4. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s19040928>. [cit. 2024-03-20].

[24] CHUANG, Cheng-Hsin; WENG, Hsuan-Kai; CHEN, Jia-Wun a SHAIKH, Muhammad Omar. Ultrasonic tactile sensor integrated with TFT array for force feedback and shape recognition. Online. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2018,

roč. 271, s. 348-355. ISSN 09244247. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.01.022>. [cit. 2024-03-20].

[25] TAO, Juan; BAO, Rongrong; WANG, Xiandi; PENG, Yiyao; LI, Jing et al. Self-Powered Tactile Sensor Array Systems Based on the Triboelectric Effect. Online. *Advanced Functional Materials*. 2019, roč. 29, č. 41. ISSN 1616-301X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adfm.201806379>. [cit. 2024-03-20].

[26] WANG, Zhong Lin. Triboelectric Nanogenerator (TENG)—Sparking an Energy and Sensor Revolution. Online. *Advanced Energy Materials*. 2020, roč. 10, č. 17. ISSN 1614-6832. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/aenm.202000137>. [cit. 2024-03-20].

[27] KIM, Dong Wook; LEE, Ju Hyun; KIM, Jin Kon a JEONG, Unyong. Material aspects of triboelectric energy generation and sensors. Online. *NPG Asia Materials*. 2020, roč. 12, č. 1. ISSN 1884-4049. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41427-019-0176-0>. [cit. 2024-03-20].

[28] PENG, Yiyao; YANG, Ning; XU, Qian; DAI, Yang a WANG, Zhiqiang. Recent Advances in Flexible Tactile Sensors for Intelligent Systems. Online. *Sensors*. 2021, roč. 21, č. 16. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s21165392>. [cit. 2024-03-20].

[29] ENTHIL KUMAR, Kirthika; CHEN, Po-Yen a REN, Hongliang. A Review of Printable Flexible and Stretchable Tactile Sensors. Online. *Research*. 2019, roč. 2019. ISSN 2639-5274. Dostupné z: <https://doi.org/10.34133/2019/3018568>. [cit. 2024-03-20].

[30] KERN, Thorsten A.; HATZFELD, Christian a ABBASIMOSHAELI, Alireza (ed.). *Engineering Haptic Devices*. Online. Springer Series on Touch and Haptic Systems. Cham: Springer International Publishing, 2023. ISBN 978-3-031-04535-6. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-031-04536-3>. [cit. 2024-02-03].

[31] GEORGOPOULOU, Antonia; MICHEL, Silvain; VANDERBORGHT, Bram a CLEMENS, Frank. Piezoresistive sensor fiber composites based on silicone elastomers for the monitoring of the position of a robot arm. Online. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2021, roč. 318. ISSN 09244247. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112433>. [cit. 2024-02-06].

- [32] COSTA, Júlio C.; SPINA, Filippo; LUGODA, Pasindu; GARCIA-GARCIA, Leonardo; ROGGEN, Daniel et al. Flexible Sensors—From Materials to Applications. Online. *Technologies*. 2019, roč. 7, č. 2. ISSN 2227-7080. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/technologies7020035>. [cit. 2024-02-11].
- [33] LI, Shuo; ZHANG, Yong; WANG, Yiliang; XIA, Kailun; YIN, Zhe et al. Physical sensors for skin-inspired electronics. Online. *InfoMat*. 2020, roč. 2, č. 1, s. 184-211. ISSN 2567-3165. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/inf2.12060>. [cit. 2024-02-12].
- [34] HAMMOCK, Mallory L.; CHORTOS, Alex; TEE, Benjamin C.-K.; TOK, Jeffrey B.-H. a BAO, Zhenan. 25th Anniversary Article: The Evolution of Electronic Skin (E-Skin). Online. *Advanced Materials*. 2013, roč. 25, č. 42, s. 5997-6038. ISSN 0935-9648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.201302240>. [cit. 2024-02-13].
- [35] CHENG, Wen; YU, Linwei; KONG, Desheng; YU, Zhongwei; WANG, Huiting et al. Fast-Response and Low-Hysteresis Flexible Pressure Sensor Based on Silicon Nanowires. Online. *IEEE Electron Device Letters*. 2018, roč. 39, č. 7, s. 1069-1072. ISSN 0741-3106. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/LED.2018.2835467>. [cit. 2024-02-14].
- [36] PYO, Soonjae; LEE, Jaeyong; BAE, Kyubin; SIM, Sangjun a KIM, Jongbaeg. Recent Progress in Flexible Tactile Sensors for Human-Interactive Systems: From Sensors to Advanced Applications. Online. *Advanced Materials*. 2021, roč. 33, č. 47. ISSN 0935-9648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.202005902>. [cit. 2024-02-15].
- [37] PAGOLI, Amir; CHAPELLE, Frédéric; CORRALES-RAMON, Juan-Antonio; MEZOUAR, Youcef a LAPUSTA, Yuri. Large-Area and Low-Cost Force/Tactile Capacitive Sensor for Soft Robotic Applications. Online. *Sensors*. 2022, roč. 22, č. 11. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s22114083>. [cit. 2024-02-16].
- [38] YAO, Tianyang; GUO, Xiaohui; LI, Cuicui; QI, Haiqiang; LIN, Huai et al. Highly sensitive capacitive flexible 3D-force tactile sensors for robotic grasping and manipulation. Online. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2020, roč. 53, č. 44. ISSN 0022-3727. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6463/aba5c0>. [cit. 2024-02-19].

- [39] NASSAR, Habib; KHANDELWAL, Gaurav; CHIRILA, Radu; KARAGIORGIS, Xenofon; GINESI, Rebecca E. et al. Fully 3D printed piezoelectric pressure sensor for dynamic tactile sensing. Online. *Additive Manufacturing*. 2023, roč. 71. ISSN 22148604. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2023.103601>. [cit. 2024-02-23].
- [40] CHEN, Haotian; SU, Zongming; SONG, Yu; CHENG, Xiaoliang; CHEN, Xuexian et al. Omnidirectional Bending and Pressure Sensor Based on Stretchable CNT-PU Sponge. Online. *Advanced Functional Materials*. 2017, roč. 27, č. 3. ISSN 1616301X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adfm.201604434>. [cit. 2024-02-24].
- [41] WANG, Hai Lu; KUANG, Shuang Yang; LI, Hua Yang; WANG, Zhong Lin a ZHU, Guang. Large-Area Integrated Triboelectric Sensor Array for Wireless Static and Dynamic Pressure Detection and Mapping. Online. *Small*. 2020, roč. 16, č. 2. ISSN 1613-6810. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/sml.201906352>. [cit. 2024-02-25].
- [42] LIN, Long; XIE, Yannan; WANG, Sihong; WU, Wenzhuo; NIU, Simiao et al. Triboelectric Active Sensor Array for Self-Powered Static and Dynamic Pressure Detection and Tactile Imaging. Online. *ACS Nano*. 2013, roč. 7, č. 9, s. 8266-8274. ISSN 1936-0851. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/nn4037514>. [cit. 2024-02-26].
- [43] REHAN, Muhammad; SALEEM, Muhammad Mubasher; TIWANA, Mohsin Islam; SHAKOOR, Rana Iqtidar a CHEUNG, Rebecca. A Soft Multi-Axis High Force Range Magnetic Tactile Sensor for Force Feedback in Robotic Surgical Systems. Online. *Sensors*. 2022, roč. 22, č. 9. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s22093500>. [cit. 2024-02-27].
- [44] JOHNSON, Micah K. a ADELSON, Edward H. Retrographic sensing for the measurement of surface texture and shape. Online. In: *2009 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. IEEE, 2009, s. 1070-1077. ISBN 978-1-4244-3992-8. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/CVPR.2009.5206534>. [cit. 2024-02-29].