

Česká zemědělská univerzita v Praze
Technická fakulta
Katedra elektrotechniky a automatizace

Problematika umělého hmatu

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Helena Nováková

Autor práce: Jaroslav Lufinka

PRAHA 2012

ČESKÁ ZEMĚDĚLSKÁ UNIVERZITA V PRAZE

Katedra elektrotechniky a automatizace

Technická fakulta

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Lufinka Jaroslav

Informační a řídicí technika v agropotravinářském komplexu

Název práce

Problematika umělého hmatu

Anglický název

Artificial touch

Cíle práce

Cílem práce je orientace v problematice lidského hmatu a možnosti jeho simulace.

Metodika

Volba vhodných taktilních senzorů, simulujících lidský hmat a možnosti jejich připojení na nervová zakončení lidské paže.

Osnova práce

- 1) úvod do problematiky umělého hmatu
- 2) rozbor možných úskalí při připojení umělé paže na živý nerv
- 2) statické a dynamické vlastnosti taktilních senzorů, které mají simulovat lidský hmat
- 4) možnost přenosu dat z taktilních snímačů do CNS a naopak
- 5) dosažené výsledky v dané problematice v ČR i ve světě

Rozsah textové části

30 stran textu včetně tabulek, grafů a obrázků

Klíčová slova

taktilní spínač, umělá paže, umělý hmat

Doporučené zdroje informací

Čihák, J.: Anatomie 3, Grada 2002

Halaj, M.,; Vdoleček, F.; Palenčár, R.: Maticové taktilní snímače, Automa, No. 11/2002, Vol.8 FCC Public, s.r.o.

Neděla, R.: Snímání taktilní informace a její zpracování v biomedicině, diplomová práce FS ČVUT Praha 2005

Oliva, J.: Snímání a zpracování taktilní informace v biologických systémech. Teze doktorské disertační práce, FS ČVUT, Praha 2006

Pugh, A.: Robot Sensors Vol.2 - Tactile and Non-Vision IFC (Publications) Ltd., UK, Springer - Verlag, New York 1996

Seidl, Z.: Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory, Grada 2008

Todva, V.; Christov, S.: A system for processing of tactile information. Proceedings of the Fourth International Symposium on Measurement and Control in Robotic, Slovak Tech. Univ., Slovensko 1995

Turán, J.; Petřík, S.: Optické vláknové senzory. ALFA Bratislava 1990

Volf, J. a kol.: Systém pro měření rozložení statických a dynamických tlaků pro biomechanické aplikace. Automa, No. 11/2002, Vol. 8, FCC Public s.r.o.

Vedoucí práce

Nováková Helena, Ing.

Termín zadání

listopad 2010

Termín odevzdání

duben 2012

prof. Ing. Jaromír Volf, DrSc.

Vedoucí katedry

prof. Ing. Vladimír Jurča, CSc.

Děkan fakulty

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma "Problematika umělého hmatu" vypracoval samostatně pod vedením Ing. Heleny Novákové a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Praze dne: 8.4.2012

Podpis:

Poděkování

Děkuji tímto mé vedoucí práce Ing. Heleně Novákové za cenné připomínky při vypracování práce. Moje díky patří také prof. Ing. Jaromíru Volfovi, DrSc, který mi poskytl cenné rady a připomínky a pomohl mi tak při zpracování této práce.

Abstrakt:

Cílem této bakalářské práce bylo podat náhled na lidský hmat a možnosti jeho simulace taktilními senzory připojených na nervová vlákna. Práce ve své první části poskytuje popis funkce lidského hmatu, především vznik taktilní informace a její šíření do CNS (Centrální nervové soustavy). Další část je věnována základním pojmům a funkcím taktilních senzorů a ukázkou jednotlivých technologií s důrazem na senzory vhodné pro umělý hmat. Následuje kapitola, která se zabývá přenosem dat z taktilních snímačů do CNS, speciálními elektrodami, způsobem jejich připojení na nervová vlákna a analýzou nervových signálů. Poslední část práce představuje některé zajímavé výzkumy umělého hmatu.

Klíčová slova: umělý hmat, taktilní senzor, nervové vlákno, elektroda, robotická ruka

Artificial touch

Summary:

The aim of this thesis was to give insight into the human touch and the possibility of a stimulation with tactile sensors connected to nerve fibers. The first part provides with a description of the human touch, especially the creation of tactile information and its transmission to the CNS (Central nervous system). The next part is devoted to basic concepts and features of tactile sensors and demonstration of technologies with an emphasis on sensors which should be used for artificial touch. The following chapter deals with data transmission from tactile sensors into the CNS, special electrodes, the possibility of their connection to the nerve fibers and analysis of nerve signals. The last part of this work presents some interesting studies of artificial touch.

Key words: artificial touch, tactile sensor, nerve fiber, electrode, robotic hand

Obsah:

1	ÚVOD.....	1
2	LIDSKÝ HMAT.....	2
2.1	Somatosenzorický systém.....	3
2.1.1	Kožní mechanoreceptory.....	4
2.1.2	Kožní termoreceptory.....	6
2.1.3	Kožní nociceptory.....	7
2.1.4	Proprioreceptory.....	7
2.2	Kódování a přenos taktilní informace.....	7
2.2.1	Transformace mechanického stimulu na akční potenciál.....	8
2.2.2	Přenos taktilní informace.....	9
3	TAKTILNÍ SENZORY.....	10
3.1	Základní pojmy a vlastnosti taktilních senzorů.....	11
3.1.1	Dynamické a statické vlastnosti senzorů.....	16
3.2	Technologie taktilních senzorů.....	17
3.2.1	Odporově závislé senzory.....	17
3.2.2	Kapacitní senzory.....	24
3.2.3	Piezoelektrické senzory.....	27
3.2.4	Optické senzory.....	29
4	PŘENOS DAT Z TAKTILNÍCH SNÍMAČŮ DO CNS a NAOPAK.....	32
4.1	Detekce neuronového signálu a nervová stimulace.....	32
4.1.1	Mikroelektrodové pole - MEA.....	33
4.1.2	Manžetová elektroda.....	34
4.1.3	Příklady napojení elektrod na nervové vlákno a analýzy signálů.....	35
5	PŘEHLED DOSAVADNÍCH VÝSLEDKŮ.....	37
5.1	Vývoj bionických protéz.....	37
5.2	SmartHand.....	38
5.2.1	Technologie a funkce protézy.....	39
5.2.2	Nervové rozhraní.....	40
5.3	Ostatní vědecké výzkumy.....	40
6	ZÁVĚR.....	43
7	LITERATURA.....	44
	Seznam obrázků.....	47
	Seznam tabulek.....	48
	Seznam grafů.....	48

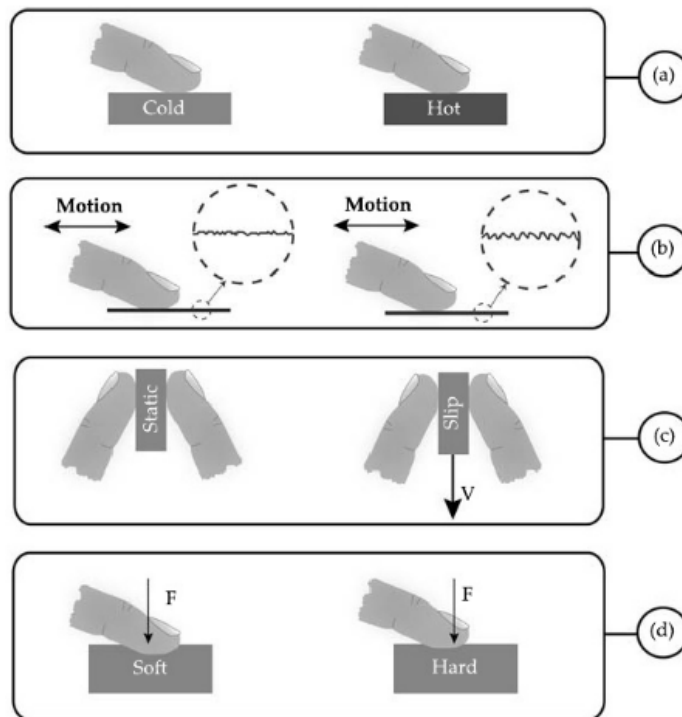
1 ÚVOD

Současná medicína je obor, který se vyvíjí velice rychle a to především díky moderní technice, technologiím a materiálům. Protože jsou tyto vědní odvětví dnes propojené a vzájemně si pomáhají, otevírají se v medicíně možnosti dříve nemyslitelné. Oblast ortopedické protetiky není výjimkou.

Náhrada končetiny obyčejnou protézou a to především ruky znamená pro pacienta ztrátu úchopu ale především ztrátu hmatu tedy interakce s okolím. Moderní protézy umožňují uživateli pomocí myoelektrických signálů z amputačního pahýlu ovládat prsty na protéze, tedy suplovat téměř reálnou ruku. Uživateli dává možnost úchopu což je nejdůležitější funkcí myoelektrické protézy. Protézu lze vybavit senzory schopnými vnímat vnější prostředí, které částečně nahradí funkci hmatu. Díky těmto sensorům není protéza ovládána pouze myoelektrickými potenciály z amputačního pahýlu ale také taktilními informacemi od sensorů. Takto upravená protéza rozpozná například prokluz předmětu a automaticky zvýší úchopovou sílu. Protéza ovšem nenabízí, aby uživatel cítil daný předmět, protože taktilní informace mu není nijak předávána. Moderní protetika se proto dnes pokouší tuto interakci navrátit pomocí taktilních snímačů, které připojením speciální elektrody na nervová zakončení nahrazují hmat.

2 LIDSKÝ HMAT

Hmat je jeden z nejstarších a nejprimitivnějších smyslů. Jedná se o první smysl, který získáme už v děloze matky a také poslední smysl, o který přicházíme před smrtí. Hmat je člověkem vnímán skrze fyzický kontakt. Při doteku nějakého předmětu rozlišujeme jeho vlastnosti, viz obr. 1. Všechny tyto vlastnosti detekuje hlavní „snímač“ a tím je naše kůže. Kůže obsahuje cca padesát taktilních receptorů na 1 cm^2 a přibližně pět miliónů sensorových buněk celkově. Některé kožní oblasti mají více nervových zakončení a jsou také více sensitivní, především špička prstu a rty. [1]



Obr. 1 Funkce detekované hmatem: (a) teplotní citlivost (b) drsnost povrchu (c) pocit skluzu (d) pocit tvrdosti

Taktilní receptor reaguje na interní i externí stimul a vytváří nervový impuls tzv. akční potenciál a pomocí tohoto impulsu převádí informaci do mozku kde je zpracována. Receptor lze proto chápat jako převodník signálů a akční napětí jakousi zakódovanou informací, které rozumí CNS. Informační tok, který přijímá organismus je 10^9 bit/s, ale pouze 10^2 bit/s je zpracováno. Všechny smyslové senzory lidského těla spadají pod somato-senzorický systém s výjimkou smyslových orgánů hlavy. [1][2]

2.1 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém, nebo také systém lidských snímačů je zodpovědný za všechny vjemy přicházející od smyslových sensorů těla, jako je např. tlak, teplota nebo bolest z povrchu i vnitřku těla. Tento systém lze rozdělit na tzv. kožní čítí a propriocepci. Kožní čítí znamená vnímat vjemy mechanické = taktilní čítí, tepelné = termocepcce a bolestivé = nocicepcce. Propriocepcce je schopnost systému vnímat vzájemné polohy = statická propriocepcce (statestetie) a pohyby = dynamická propriocepcce (kinesthesie) jednotlivých částí těla, viz tab. 2. [1]

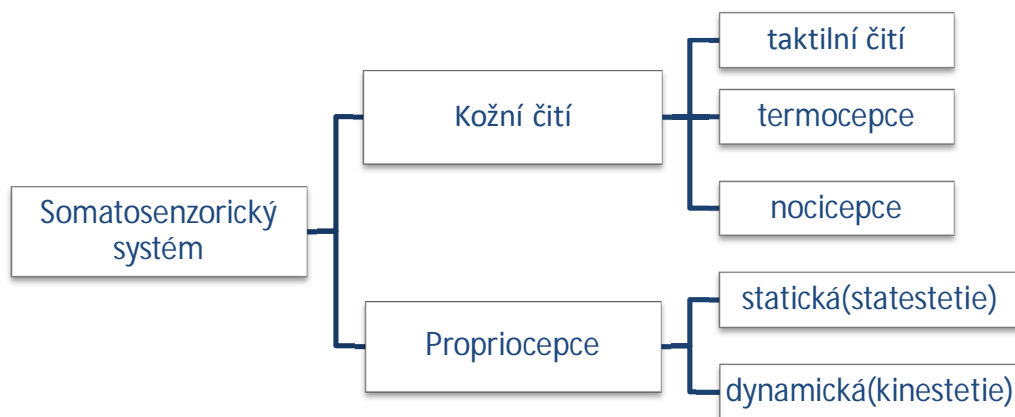
Tab. 1 Receptory somatosenzorického systému

Třída receptoru	Typ	Lokalizace	Modalita
mechanoreceptor	Volná nervová zakončení	povrchně v kůži	lehký dotyk
	Merkelovy disky	povrchně v kůži	tlak
	Paciniho tělíska	hluboko v kůži	vibrace
	Meissnerova tělíska	povrchně v holé kůži	vibrace
	receptor vlasového foliklu	povrchně v ochlupené kůži	ohyb vlasu
	Ruffiniho tělísko	hluboko v ochlupené kůži	tlak
termoreceptory	tepelný	povrchně v kůži	zvýšení tepl kůže
	chladový	povrchně v kůži	pokles tepl kůže
nociceptory	mechanický	povrchně v kůži	silné mech.podněty
	tepelný	povrchně v kůži	silné tep. nebo chlad. podněty
	polymodální	povrchně v kůži	silné mech,tep, nebo chlad. podněty

Somatosenzorický systém je zařazen do samostatné skupiny smyslů, protože na rozdíl od ostatních lidských smyslů jsou receptory somatosenzorického systému rozmístěny po celém povrchu těla a jsou schopny detektovat více forem informačních signálů (modalit), viz tab. 2. [2]

Zkoumání lidského hmatu za účelem jeho náhrady je vhodné popsat funkci jednotlivých receptorů, princip jejich činnosti a přenos taktilních informací v biologickém systému. Z tabulky. 2 je patrné, že tlak, vibrace a další veličiny zpracovává mechanoreceptor, který je společně s ostatními receptory blíže popsán v další kapitole.

Tab. 2 Somatosenzorický systém



2.1.1 Kožní mechanoreceptory

Pokud se dotkneme nějakého například ostrého předmětu lidský mozek tento počín zaregistruje a vyhodnotí. Aby tento proces fungoval, musí být na začátku taktilní snímač, který vlivem mechanické energie, která deformuje kůži, detekuje předmět a tuto informaci transformuje do podoby elektrického signálu a vyšle do CNS ke zpracování. Takové taktilní senzory má každý z nás a jmenují se mechanoreceptory. [1]

Lidská kůže obsahuje několik typů těchto senzorů a každý reaguje na rozdílnou kvalitu (submodalitu) mechanického podnětu. Vysoká hustota těchto senzorů existuje na dlaních, bříškách prstů, rtech, očních víčkách a naopak nízký výskyt je na zádech či hýždích. Podrážděním těchto senzorů v daný okamžik se v CNS spojuje v jeden komplexní taktilní vjem a díky němu rozlišujeme tvary, strukturu povrchu, nebo tvrdost předmětu. Mechanoreceptory produkují elektrický signál a podle rychlosti poklesu amplitudy tohoto signálu, tedy rychlosti adaptace se také rozdělují. Dělíme tak pomalu se adaptující receptory, které drží elektrický signál po celou dobu působení podnětu a rychle adaptující senzory, které produkují elektrický signál pouze na začátku či na konci působení mechanického podnětu. [1][2]

V neochlupené části těla rozeznáváme tyto druhy taktilních receptorů:

- **Merkelovy disky**

Jedná se o pomalu adaptující receptory uloženy nejpovrchněji v epidermis, které produkují elektrický signál po celou dobu působení podnětu. Z funkčního hlediska se označují jako typ SA - I = slowly adaptive. Podnět pro jejich podráždění je lehký dotyk (tlak) na kůži.

- **Meissnerova tělíska**

Oproti Merkelovým diskům mají tyto receptory schopnost se rychle adaptovat a označují se RA – I = rapid adapting. Aktivují se při jemném mechanickém chvění do frekvence 80 Hz.

Meissnerova tělíska detekují především strukturu povrchu a merkelovy disky konturu. Společně jsou tyto receptory seskupeny především na bříškách prstů a podávají přesnou taktilní identifikaci ohmatávaného předmětu.

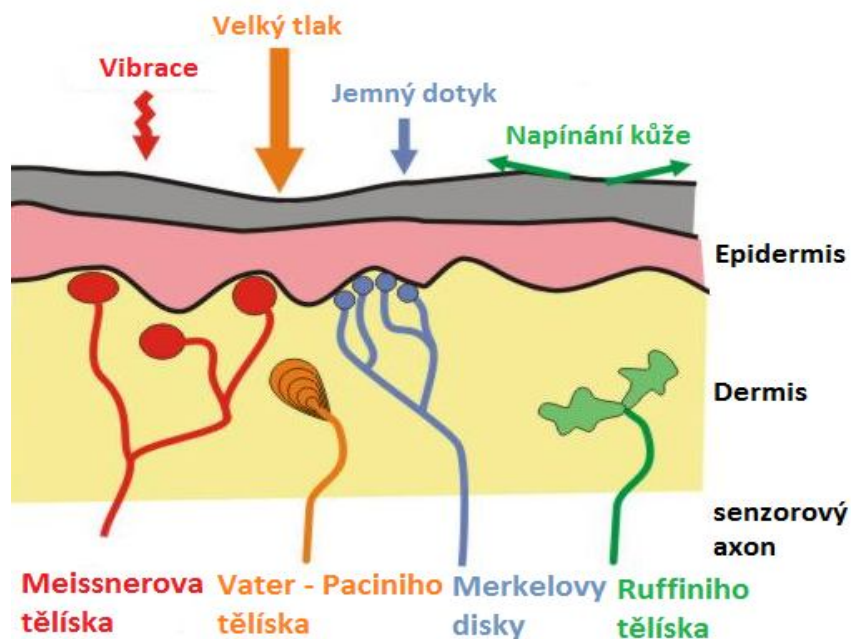
- **Ruffiniho tělíska**

Patří mezi pomalu se adaptující receptory s označením SA – II a nacházejí se v hlubších vrstvách kůže. Reagují na napínání kůže.

- **Vater – Paciniho tělíska**

Receptor vyznačující se velmi rychlou adaptací s označením RA – II, díky tomu je schopen detekovat vibrace ve frekvenčním rozsahu 100 – 300 Hz. Jedná se o nejjednodušší kožní senzor.

Výše popsané taktilní receptory obsahuje i ochlupená část kůže, ovšem s určitými rozdíly, které už není nutné popisovat. Následující obrázek. 2 znázorňuje umístění kožních mechanoreceptorů v kůži a jejich reakční podněty. [2]



Obr. 2 Kožní mechanoreceptory

Taktilní citlivost různých partií těla je dána hustotou kožních mechanoreceptorů, proto taková část těla lépe rozezná vlastnosti dotýkaného předmětu. Jak je v pozdějších kapitolách zmíněno tak maticové taktilní senzory vykazují podobné vlastnosti, tedy čím více je senzorů umístěných například na 1 cm², tím je rozlišovací schopnost senzoru vyšší.

Podle následujících kritérií se posuzuje citlivost mechanoreceptorů. Kritéria mohou v praxi posloužit jako inspirace pro návrh umělého taktilního senzoru, který by dokonale simuloval lidský hmat.

- **Prahový tlak**

Kritérium, které určuje nejmenší tlak vyvolaný mechanickým podnětem, aby vzbudil taktilní detekci. Prahový tlak závisí na ploše dotyku. Větší plocha má za následek pokles hodnoty prahového tlaku.

- **Prostorový práh**

Při působení dvou taktilních podnětů na kůži jsme schopni je od sebe rozlišit. Prostorový práh je nejmenší vzdálenost mezi takovými podněty, kdy ještě můžeme říct, že se jedná o dva. Hodnota prostorového prahu závisí opět na hustotě mechanoreceptorů. Pro představu nejnižší je na špičce jazyka (1,1 mm), bříško prstu ruky má prostorový práh (2,3 mm) a nejvyšší je na zádech (70 mm)

- **Autotopognosie**

Schopnost lokalizovat, na kterém místě těla taktilní podnět působí při zavřených očích.

- **Stereognosie**

Identifikace předmětu pouze hmatem. Test probíhá ohmatáním předmětu po dobu 5 sekund a poté vyhledáním stejného předmětu mezi jinými objekty.

2.1.2 Kožní termoreceptory

Receptory detekující teplotu prostřednictvím změn teploty kůže ve vrstvě, kde jsou lokalizovány. Podle výše teploty, kterou detekují se podle [2] rozdělují na:

- **chladové receptory**

pro aktivaci musí teplota klesnout pod tělesnou, receptory reagují při 10 – 30°C

- **tepelné receptory**

aktivují se při teplotách vyšších než je tělesná teplota, optimálně reagují při 40 - 45°C.

2.1.3 Kožní nociceptory

Pokud mechanický podnět překročí určitý práh vnímáme to jako bolest. Bolestivou informaci už nezpracovávají mechanoreceptory ale nociceptory. Rozdělují se dle následujících funkcí [2]:

- **Mechanosenzitivní nociceptory**

Drážděny pouze silnou mechanickou silou, především pokud je vykonávána ostrým předmětem.

- **Termosenzitivní nociceptory**

Reagují na teploty vyšší než 45°C a nižší jak 10°C

- **Polymodální nociceptory**

Aktivují se při všech druzích bolestivých podnětů, která je spojena s pocitem páliivé, difusní bolesti trvající určitou dobu. Polymodální nociceptory se vyskytují nejenom v kůži, ale také v hlouběji uložených tkáních. Dráždění vyvolávají chemické látky, které se uvolní při poškození tkáně z buněk.

2.1.4 Proprioreceptory

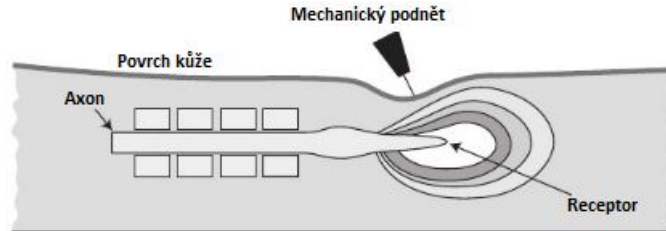
Funkcí proprioreceptorů je detekovat vzájemnou polohu a pohyb jednotlivých částí těla. Do kategorie proprioreceptorů patří Ruffiniformní a Paciniformní tělíska, které jsou podobná Ruffiniho a Paciniho tělískům popsáných v kapitole 2.1.1. Kožní mechanoreceptory. Ruffiniformní tělíska signalizují extrémní pozici v kloubu a Paciniformní tělíska kinestetii, tedy pohyb v kloubu. Dále mezi proprioreceptory patří Golgio šlachovité tělíska a svalová vřeténka, která signalizují ustálenou pozici kloubu. [2]

2.2 Kódování a přenos taktilní informace

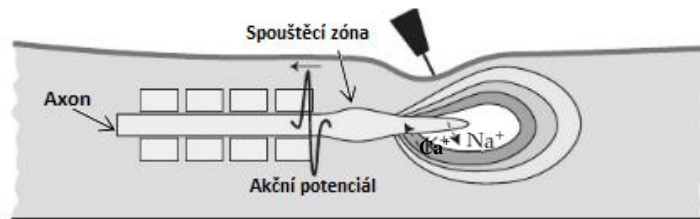
Předchozí kapitoly sloužily především pro rozdělení, popis funkcí a vlastností jednotlivých kožních sensorů. Získané informace mohou posloužit pro návrh taktilního snímače. Pro další zkoumání v problematice umělého hmatu je důležité popsat, jak se v receptoru tvoří taktilní informace a jak se dále šíří do mozku kde ji zpracovává somatosenzorické centrum. Především kódování a přenos taktilní informace je jeden z prvních kroků k úspěšné realizaci umělého hmatu. Nejlépe popsány jsou funkce mechanoreceptorů.

2.2.1 Transformace mechanického stimulu na akční potenciál

Fyzický kontakt vyvolá tlak v kůži a deformuje membránu mechanoreceptorů, viz obr. 3, reakce otevře iontový kanál mechanoreceptorů a ionty Na^+ a Ca^{2+} začnou procházet jejich membránou, viz obr. 4. Ionty Na^+ putují do buňky a ionty Ca^{2+} mimo buňku mechanoreceptorů a dochází k depolarizaci receptoru, viz obr. 4. Velikost depolarizace je přímo úměrná síle mechanickému podnětu. [1][2]



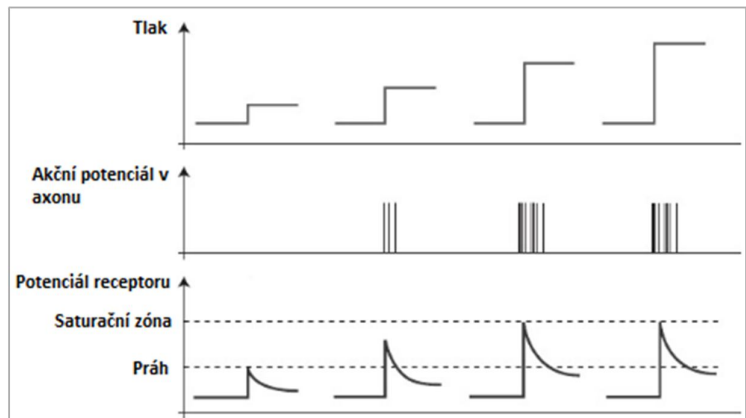
Obr. 3 První krok transformačního procesu, mechanický stimul deformuje receptor



Obr. 4 Druhý krok, putování iontů způsobující depolarizaci receptoru a vznik akčního potenciálu

Tato lokální a gradovaná napěťová změna se s úbytkem šíří po dráždivé membráně směrem k spouštěcí zóně akčního potenciálu. Vzrušivá membrána vyvolá akční potenciál, a pokud má generovaný potenciál alespoň prahovou hodnotu, spustí se řada akčních potenciálů, viz obr. 4. Frekvence akčních potenciálů je úměrná velikosti mechanického podnětu.

Intenzita mechanického stimulu je tedy kódována podle počtu depolarizovaných receptorů, tedy čím více se jich depolarizuje, tím více akčních potenciálů za sekundu (AP/sec) je generováno. Tuto skutečnost dobře znázorňuje graf. 1. [1][2]

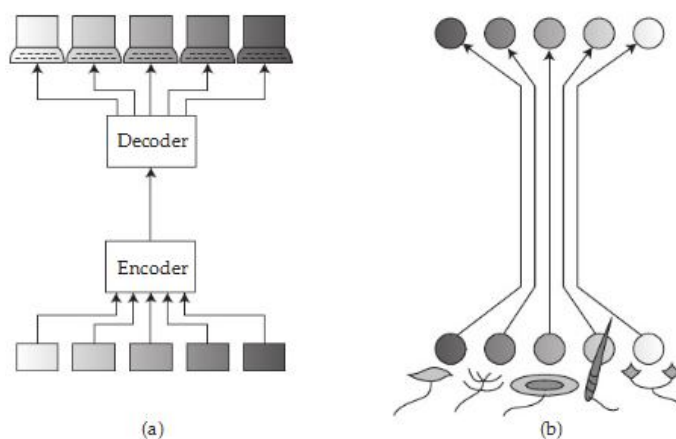


Graf. 1 Efekt mechanického podnětu na akčním potenciálu

2.2.2 Přenos taktilní informace

Tělesný povrch je díky specifickým neuronům přesně zmapován, což umožňuje přesnou lokalizaci podnětu a především schopnost rozlišit dva podněty aplikované těsně vedle sebe. Pro lidský mozek je ale důležité přesně identifikovat jaký typ receptoru produkuje akční potenciál na daný podnět. Rozeznáváme různé modalitty jako je dotek, tlak, vibrace, teplo, chlad, kinestetie, statestie a další, které somatosenzorický systém detekuje. Odezva na modalitu je specificky kódována na základě zdroje, tedy receptoru, který na ní reaguje. Lidský mozek tyto různé druhy taktilních informací rozlišuje díky samostatným a navzájem paralelním informačním nervovým kanálům. Každý sensor má svůj privátní „linku“, po které je přenášen kódovaný akční potenciál a díky tomu mozek přesně rozeznává jaký impuls, z jakého receptoru přijímá. [1][2]

Obrázek 5 znázorňuje přenos informací nejprve na příkladu z počítačových sítí, kde musí být informace kódovány pomocí paketů, aby je bylo možné přenášet na jedné lince. Taktilní systém v lidském těle oproti počítačovým sítím používá paralelní přenos dat, a tedy není důvod k jejich kódování a dekodování.



Obr. 5 (a) Mechanismus, který odděluje různé informace na jedné lince (b) přenos jednotlivých potenciálů v lidském taktilním systému

Přenos somatosenzorické informace probíhá přes složitou soustavu, než se dostane k mozku. Taktilní informace z kožních sensorů vstupují do centrálního nervového systému zadními míšními kořeny do míchy. Akční potenciály se do míchy šíří pomocí aferentních vláken. Další přenos informací směrem do mozkové kůry umožňují dva systémy vzestupných nervových drah a to systémy lemniskální a anterolaterální. [1][2]

Kapitola lidský hmat podává základní přehled jak toto složité a speciální smyslové vnímání pracuje a především jakým způsobem se taktilní informace zpracovává a přenáší v lidském těle. Aby se přenos informace z konečků prstů mohl uskutečnit, musí být na začátku spouštěcí podnět tedy dotyk, který zaregistrují lidské senzory (receptory). Pokud ale člověk přijde, například o část ruky, tuto schopnost ztratí. Nabízí se ale možnost použít speciální taktilní senzory, které budou suplovat roli receptorů.

Taktilní senzory jsou náplní další kapitoly, která má za účel popsat vlastnosti a druhy jednotlivých senzorů a nalézt vhodný snímač pro umělý hmat.

3 TAKTILNÍ SENZORY

Další krok v problematice umělého hmatu je jakým zařízením posílat taktilní informaci do centrální neuronové soustavy. Kvantifikovat fyzikální vlastnosti hmatu je totiž poměrně složité. Například intenzitu zvuku, kterou přijímá sluchový orgán lze měřit v decibelech, nebo světlo dopadající do očního orgánu můžeme kvantifikovat v jednotkách kandela. Hmatový vjem je mnohem komplikovanější, neboť může detekovat více fyzikálních vlastností. Tento problém se snaží řešit taktilní senzory.[1]

M.H.Lee H.R.Nicholls definují ve své publikaci [8] taktilní sensor jako zařízení nebo systém, který dokáže měřit vlastnosti objektu a dotykovou událost fyzickým kontaktem mezi objektem a senzorem. Taktilní sensor díky této interakci umožňuje získat specifické informace, které nelze získat jiným způsobem. Informaci o síle dotyku sensor převádí na elektrický signál, který je úměrný velikosti podnětu podobně jako v předchozích kapitolách popsané lidské receptory. Taktilní senzory mohou být realizovány v různých provedeních od jednoduchých mikrospínačů detekující dotyk po senzory měřící sílu uchopení nebo prokluz uchopeného objektu. Provedení taktilního snímače je obvykle maticové nebo jiné uspořádání senzorů. [9][10]

Taktilní senzory nacházejí uplatnění v mnoha odvětvích. Široké uplatnění nacházejí v biomedicínských aplikacích, kde se například využívají k měření síly vyvinuté lidskou nohou atd. Pozornost si především zaslouží robotika, kde taktilní snímače slouží jako umělý hmat pro robotické ruce. Právě robotika se nejvíce inspirovala lidským hmatem v návrhu a realizaci robotických rukou a taktilních senzorů. Díky robotice byly vyvinuty snímače,

kteří se snaží nejvěrněji simulovat lidský hmat a dnes mohou posloužit pro instalaci na konce prstů moderních protéz. [13]

Před popisem vlastních snímačů je důležité uvést základní pojmy a vlastnosti senzorů, čímž se zabývá následující kapitola.

3.1 Základní pojmy a vlastnosti taktilních senzorů

Primární – taktilní senzor je v přímém kontaktu s předmětem, který má být detekován. Tato skupina zahrnuje většinu taktilních senzorů

Sekundární – Zprostředkovaná taktilní informace, proximitní senzory

Další faktor, podle kterého rozdělujeme taktilní senzory, je výstupní signál, který může být:

Proporcionální – elektrický signál, který je na výstupu taktilního snímače je spojitý

Diskrétní – výstupní elektrický signál nabývá pouze dvou logických hodnot, signál je digitální.

Taktilní senzory jsou umístovány na exponovaná místa, a protože dochází k přímému kontaktu s předměty, jsou na ně kladeny specifické požadavky, mezi ně patří:

Malé rozměry – pokud si představíme robotickou ruku či protézu, na které má být umístěn taktilní snímač je nutné, aby byl nepřekážel její činnosti.

Nízká hmotnost – senzory nesmí příliš zatěžovat pohon umělé paže

Vysoká mechanická odolnost – při styku s objekty dochází k velkému namáhání, které nesmí senzory poškodit

Linearita převodu – v určitém rozsahu tlaků, které působí na proporcionální senzor nebo nastavitelnost prahu u diskretních taktilních senzorů

Přímé on-line spojení – senzoru se zařízením, které vykonává další zpracování taktilní informace. [7]

Následující rozdělení dle [13], popisuje základní funkce a vlastnosti taktilních senzorů.

- **Rozlišení**

Rozlišení definuje minimální podnět, který je detektor schopen detekovat a převést na výstupní signál. Například detektor schopen detekovat sílu v rozsahu 0 až 20N s rozlišením 0.2N. Znamená to, že senzor je schopen detekovat působící sílu od 0.2N, menší sílu nezaznamená.

- **Přenosová funkce**

Přenosová funkce reprezentuje funkční závislost mezi fyzickým vstupním signálem a výstupním elektrickým signálem. Vstupní/výstupní vztah $S = f(X)$, kde proměnná X je vstup, S výstup a f přenosová funkce. Tento vztah je obvykle vyneseno do grafu, který popisuje charakteristiku senzoru. Přenosová funkce může být ve formě lineární nebo logaritmické a exponenciální. Zápis lineárního vztahu popisuje rovnice 1.

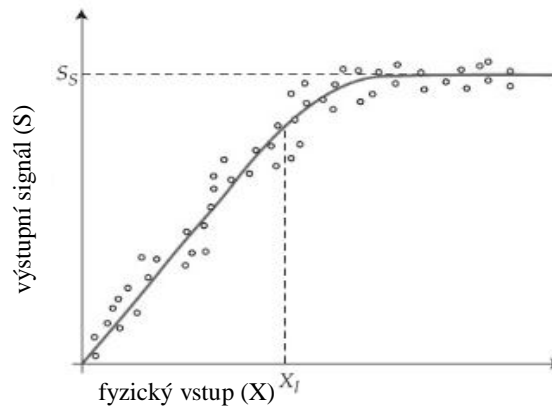
$$S = a + bX \quad (1)$$

Proměnná a reprezentuje výstupní signál při nulovém vstupním signálu a proměnná b sklon funkce, nazývaná senzitivita. Pro nelineární přenosovou funkci není senzitivita fixní číslo, pro jednotlivé hodnoty vstupu je definována, viz rovnice. 2.

$$b = \frac{dS}{dX} \quad (2)$$

- **Kalibrace**

Specifické taktilní snímače a jejich vztah mezi vstupním a výstupním signálem definuje kalibraci senzoru. Křivka, která vznikne vynesemím výstupního signálu do grafu se nazývá kalibrační křivka, viz obr. 7. Pokud jsou vstupní hodnoty menší než X_1 , odezva senzoru se lineární. Kalibrační křivka se stává nelineární v okamžiku, kdy vstupní hodnoty jsou vyšší než X_1 a senzor se stává méně citlivý. Senzor přestává reagovat při dosáhnutí saturační hodnoty S_s .



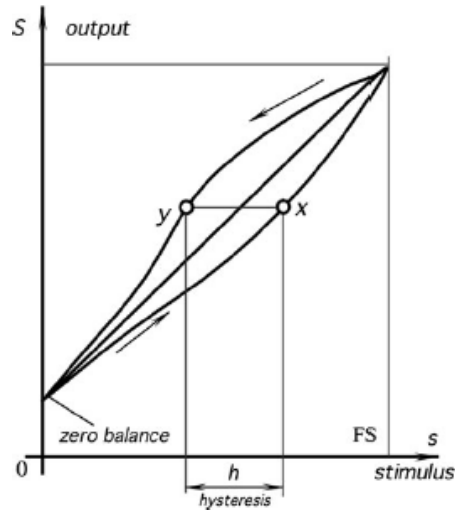
Graf. 2 Kalibrační křivka

- **Linearita**

Lineární charakteristika senzoru umožňuje jednodušeji formulovat vztah mezi vstupem a výstupem a také kalibrovat systém.

- **Hystereze**

Některé senzory nevrací stejný výstupní signál a dochází k tzv. hysterezní chybě. K tomuto jevu dochází vlivem cyklického vstupního signálu. Například, na taktilní senzor působí střídavá síla, která produkuje na výstupu změnu o velikosti 20mV. Senzitivita senzoru je 10mV/mm, odchylka neboli hysterezní chyba je 2mm. Nejlépe tento jev znázorňuje graf. 3.



Graf. 3 Přenosová funkce s hystezí

- **Přesnost**

Přesnost senzorů je důležitý parametr, který udává největší odchylku mezi ideálním výstupním a reálným signálem. Například, pokud senzor měří lineární posunutí, ideální hodnoty, které by měl generovat, jsou 1mV na 1mm. Přenosová funkce je tedy lineární, se sklonem $b = 1\text{mV/mm}$. Experiment ale ukázal, že reálné naměřené hodnoty při posunu $s = 10\text{mm}$ produkuje na výstupu $S = 10.5\text{mV}$. Při měření vzdálenosti 10mm je odchylka 0.5mm, přesnost je tedy 5%.

- **Rozsah**

Rozsah nebo také FS (Full Scale), udává nejvyšší možnou vstupní hodnotu, kterou senzor je schopný zpracovat aniž by došlo k nepřijatelně velké nepřesnosti na výstupu. Pro snímače s nelineární charakteristikou, jsou vstupní podněty vyjádřeny v decibelech.

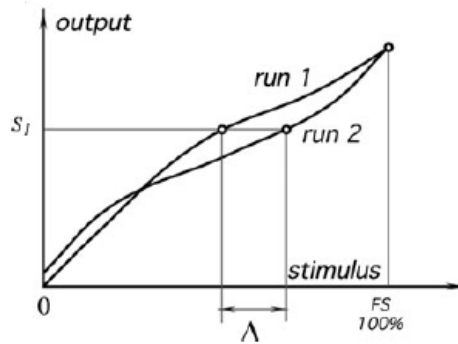
- **Chyba reprodukovatelnosti**

Chyba způsobená neschopností senzoru zobrazovat identické hodnoty za stejných podmínek. Reprodukovatelnost nebo také opakovatelnost vyjadřuje maximální roz-

díl mezi výstupem stanovený dvěma kalibračními křivkami. Pokud není jinak stanoveno, bývá tato hodnota obvykle vyjadřována jako % FS (Rozsahu) viz rovnice. 3.

$$\delta_r = \frac{\Delta}{FS} 100\% \quad (3)$$

Možné zdroje chyby opakování je tepelný šum, nárůst náboje, plastičnost materiálu.

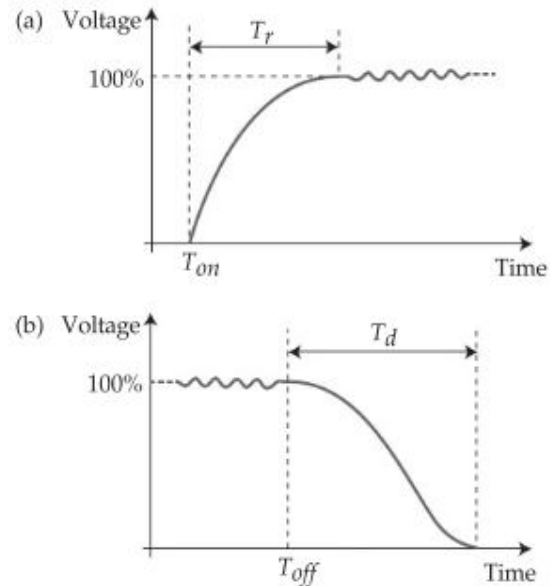


Graf. 4 Chyba opakování, stejný výstupní signál S_1 koresponduje dvěma různými vstupními signály

▪ **Doba odezvy**

Reakce výstupního signálu na vstupní podnět není okamžitá, změna se na výstupu projeví až s určitým zpožděním neboli dobou odezvy, kterou představuje hodnota T_r (response time), viz graf. 4a. Tento jev se projevuje i při záporné změně vstupní hodnoty a nazývá se doba poklesu, viz graf. 4b.

Taktilní receptory v lidském těle jsou schopny reagovat na změny s dobou odezvy kolem 1ms. Proto při náhradě lidského hmatu je rychle reagující snímač důležitým parametrem.



Graf. 5 (a) Doba odezvy (b) Doba poklesu

Výše popsané pojmy slouží pro základní orientaci ve vlastnostech taktilních senzorů. Mezi další důležité vlastnosti při návrhu senzoru také patří odolnost vůči kolísání teploty, hmotnost, velikost, spotřeba energie, ochrana proti překročení síly a také cena. [1]

Všeobecné požadavky na taktilní senzory formuloval ve své studii Leon Harmon, který prostřednictvím dotazníků a rozhovorů analyzoval potřeby taktilního snímání a stanovil soubor konstrukčních kritérií, viz tab. 3. [15]

Tab. 3 Konstrukční kritéria dle Harmona

Snímání povrchu	poddajné a odolné
Prostorové rozlišení mezi dvěma body	1 až 2mm
Počet snímacích bodů v matici	50 až 200
Minimální senzitivita	1 gram
Rozsah	cca 1000:1
Výstupní signál	monotónní, nemusí být nutně lineární
Frekvenční odezva	alespoň 100Hz
Stabilita a opakovatelnost	dobrá
Hystereze	malá

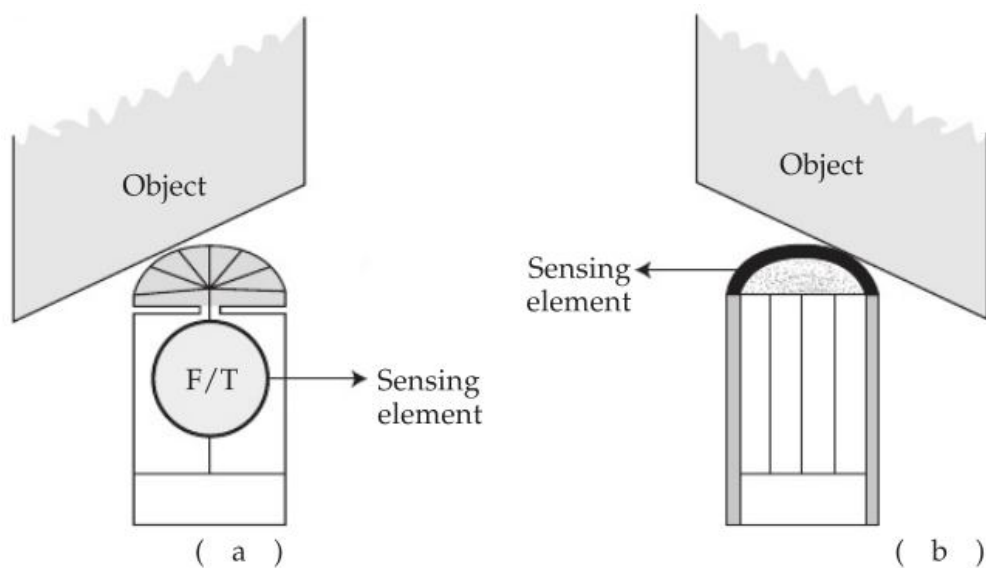
Taktilní senzory v lidském těle mají také své vlastnosti a specifikace, jejich popis na špičce prstu lidské ruky ukazuje tab. 4. [14]

Tab. 4 Sensorické specifikace špičky prstu lidské ruky

Frekvenční odezva	0 – 100 Hz
Rozsah	0 – 100 g/mm ²
Senzitivita	≈0.2 g/ mm ²
Prostorové rozlišení	1.8mm
Šíření signálu	Motorické neurony 100 m/s
	Senzorické neurony 2 - 80 m/s
	Automatické neurony 0.5 - 15 m/s

3.1.1 Dynamické a statické vlastnosti senzorů

Taktilní senzory se klasifikují podle schopnosti měřit statické či dynamické děje. Statické senzory měří pouze tlak či sílu, jakou například uchopovací hlavička drží objekt. Těmto senzorům se také jinak říká vnitřní snímače. Dynamické senzory jsou schopny měřit charakteristiku uchopeného objektu při pohybu po jeho povrchu. Ukázkou těchto senzorů znázorňuje obr. 7. Důležité je především umístění snímacích prvků na hlavičce, dynamický sensor má snímací elementy rozmístěné po celé ploše senzoru na rozdíl od statického, který dokáže měřit pouze F/T (sílu/moment). [1]



Obr. 6 (a) Statický sensor (b) Dynamický sensor

Hlavní rozdíly mezi vnímáním podnětů statickým nebo dynamickým senzorem jsou následující.

- **Derivace informace**

Informace vyvolané pohybem snímače po povrchu předmětu jsou derivátem času dat statického snímače. Dynamický sensor dokáže měřit pohybující se objekt vzhledem k času.

- **Skenování povrchu**

Pro změření vlastností povrchu statickým senzorem je nutné rozmístit určitý počet těchto senzorů na zkoumané místo povrchu. Použitím jediného dynamického senzoru dokážeme oskenovat povrch a to mnohem efektivněji a jednodušeji.

- **Měření mechanických vlastností**

Pohyb senzoru po povrchu objektu vyvolává smykové napětí díky drsnosti. Drsnost udává velikost smykového napětí. Pohyb senzoru po povrchu je také vhodný pro analýzu koeficientu tření.

3.2 Technologie taktilních senzorů

3.2.1 Odporově závislé senzory

Vývojem taktilních senzorů na principu piezorezistivity se zabývá mnoho výzkumných pracovišť po celém světě a to především za účelem vytvoření umělého hmatu v robotice, který by dokonale simuloval lidský hmat. Proto tyto výzkumy jsou velice přínosné k nalezení vhodného senzoru jako náhrady lidského hmatu.

3.2.1.1 Tenzometry

Tenzometr je konstruován tak, aby měřil mechanické namáhání (tenzi) způsobené tahem. Tenzometr je senzor, který při deformaci vyvolané vnější silou vede ke změně jeho odporu. Tenzometr obsahuje dvě části a to vlastní odporové čidlo a deformační člen, který určuje tuhost senzoru. K optimální změně odporu při zatížení je tenzometr proveden do meandrové struktury. Takové provedení způsobuje, že se průřez tenzometru při zatížení snižuje a délka zvyšuje. [17]

Používají se drátkové, fóliové nebo polovodičové tenzometry, které se přilepí na požadované namáhané místo. Relativní změnu odporu tenzometru k relativnímu prodloužení lze vypočítat ze vztahu (4). [9]

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta l}{l} = K \varepsilon \quad (4)$$

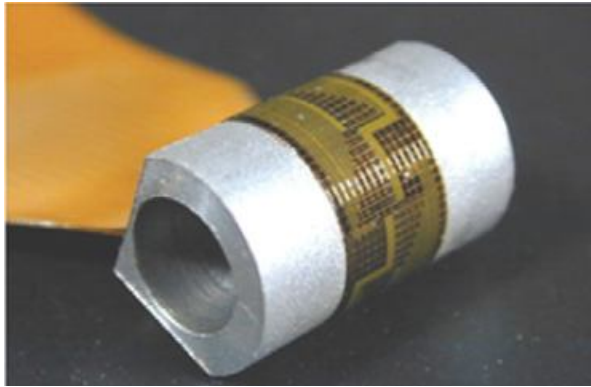
K – součinitel deformační citlivosti (K~2)

ε – poměrné prodloužení ($\varepsilon \sim 10^{-3}$)

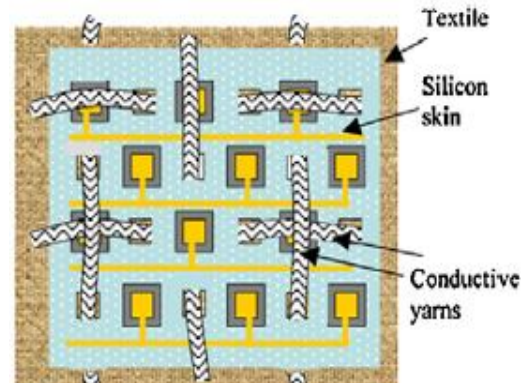
Příklad konstrukce taktilních senzorů s miniaturními tenzometry

Tenzometry miniaturních rozměrů vynikají vysokou senzitivitou, malými rozměry, vysokým rozlišením a dobře zvládnutou výrobní technologií. Takové tenzometry mohou být integrovány přímo s ostatní řídicí elektronikou. Provedení miniaturní tenzometrické

„kůže“ ukazuje obr. 8. Senzor je založený na křemíkové bázi a je součástí flexibilního plošného spoje (flex PCB). Celý senzor se skládá z 1- D matice o velikosti 20mm x 10mm čítající 16 senzorů. Obvod pro zpracování signálu je součástí matice, tím se zvyšuje celková spolehlivost a robustnost senzoru. Obr. 9 ukazuje integraci do textilie. [16]



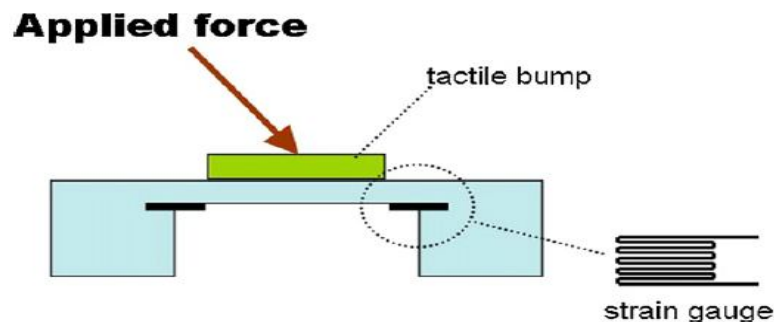
Obr. 8 Křemíková flexibilní "kůže" omotaná kolem hliníkového bloku o průměru 12,7mm



Obr. 7 Integrace křemíkové flexibilní matice do textilie

Existují také kovové miniaturní tenzometry umístěné na flexibilní polyamidové vrstvě. Tenzometry jsou často ukládané na místa největšího zatížení membrány, která je doplněna o výstupky zvyšující senzitivitu, princip dobře demonstruje obr. 10. Takto konstruovaný senzor dokáže měřit jak normálovou sílu, tak i sílu smykovou a senzitivita je 2.1%/N u normálové síly a 0.5%/N u smykové. Rozsah je 0 až 2 N.

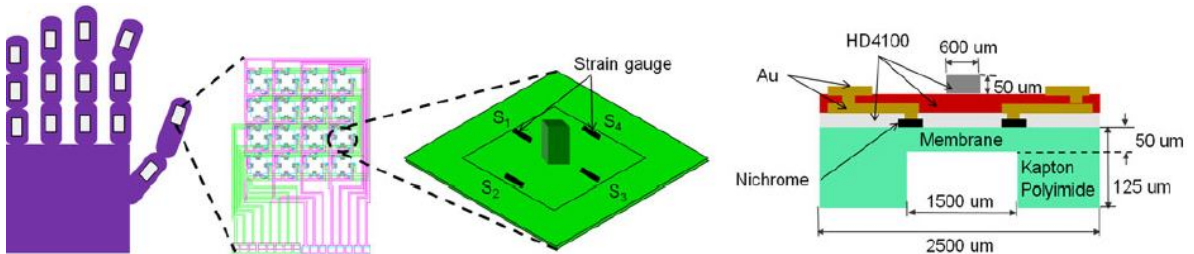
Umístování miniaturních tenzometrů na elastický materiál spojuje výhodu MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) s mechanickou flexibilitou elastomerů. Taková kombinace dovoluje umísťovat jinak běžně křehké tenzometry na zakřivená místa. [16]



Obr. 9 Konstrukce membránového senzoru s tenzometry

V práci [18] zkonstruovali taktilní senzor založený na tenzometrech speciálně navržený pro robotický prst. Senzor je schopen měřit trojaxiální působení síly, tedy měřit normálovou i smykovou složku síly. Matice je založena na výše uvedeném principu, tedy na

pohyblivé membráně s vhodně umístěnými tenzometry. Testovací síly na senzor byly v rozmezí 0 až 1N. Senzor vykazoval hysterezi 9% a chybu opakování 1.31%. Aplikaci senzoru na robotickou ruku představuje obr. 11, kde je názorně vidět uložení individuálních senzorů v matici.



Obr. 10 Taktilní matice a její jednotlivé senzory

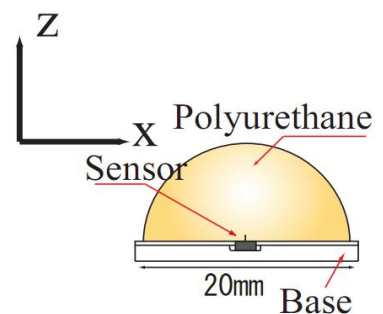
3.2.1.2 Piezorezistory

Kategorie senzorů založených na piezorezistorech funguje na stejném principu jako tenzometr, tedy pokud dojde k namáhání senzoru změní svůj elektrický odpor. Tuhost a další charakteristiky u taktilních senzorů založených na tenzometrech určuje především deformační člen.

Senzory založené na samotných piezorezistorech pracují bez deformačního členu. Mechanickému namáhání je vystaven samotný piezorezistor. Křemíkové a jiné polovodičové Piezorezistory dosahují vyšší piezoresitivní odezvy oproti tenzometrům, ovšem vykazují značnou křehkost. Pružnost senzoru lze zvýšit vložením do elastomeru, ale za cenu snížení citlivosti.

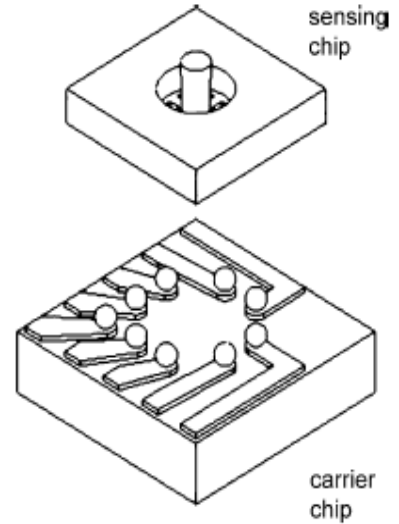
Příklad konstrukce taktilního senzoru s miniaturními piezorezistory

Práce [19] ukazuje piezorezistivní senzor na křemíkové bázi, který je vložen přímo do měkké polyuretanové polokoule představující umělý prst pro přenos sil viz obr. 12. Senzor má 4 nosníky s 18 piezorezistory na povrchu a detekuje normálovou sílu s velikosti senzitivity 0.085 V/N a 0.039 V/N u smykové síly. Senzor vykazuje vysokou přesnost pro obě tyto silové složky.



Obr. 11 Měkká polyuretanová polokoule se senzorem (vlevo) a ukázka její deformace (vpravo)

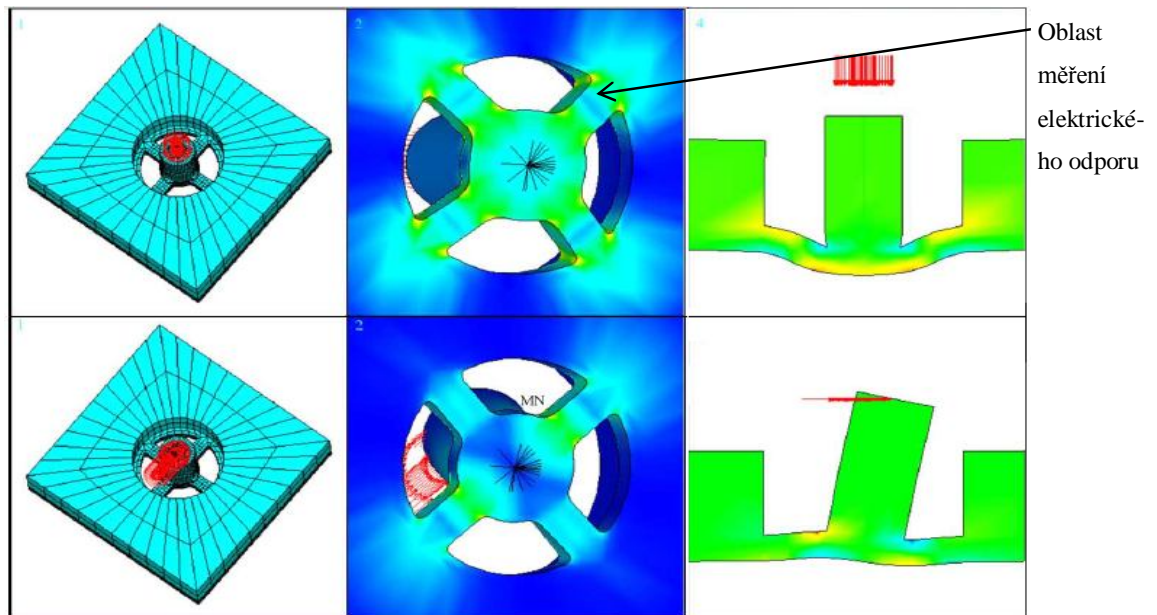
Pro tuto práci je velice přínosný článek [20], kde autoři vyvinuli sofistikovaný křemíkový trojaxiální senzor speciálně vyvinutý pro biomechanické aplikace. Mechanické charakteristiky tohoto taktilního senzoru byly posouzeny jako vhodné pro systém umělé ruky. Senzor je složen ze dvou částí a to z vlastního snímacího čipu a nosiče čipu, který je odnímatelný, viz obr. 13. Velikost složeného senzoru činí $2.3\text{mm} \times 2.3\text{mm} \times 1.3\text{mm}$. Toto provedení umožňuje fyzický kontakt senzoru z jedné strany a ze strany druhé integrovat obvody pro zpracování



signálu. Právě odnímatelný integrovaný obvod dovoluje vysoce flexibilní změny, protože lze vyměnit za jiný a použít pro aplikaci s jinými požadavky na zpracování signálu.

Obr. 12 Konstrukce senzoru

Konstrukce senzoru je tvořena čtyřmi piezorezistory prostorově uloženými naproti sobě spojenými válcovou hlavicí, která představuje jakýsi „joystick“ reagující na působení síly, viz obr. 14. Obrázek znázorňuje výsledek analýzy MKP (metoda konečných prvků), která simuluje průběh napětí a deformací v senzoru. Na základě této analýzy byla zjištěna místa s největším napětím, a tedy místa kde je nejvhodnější měřit elektrický odpor křemíku, protože zde dochází k největší změně elektrického odporu, viz obr. 14.



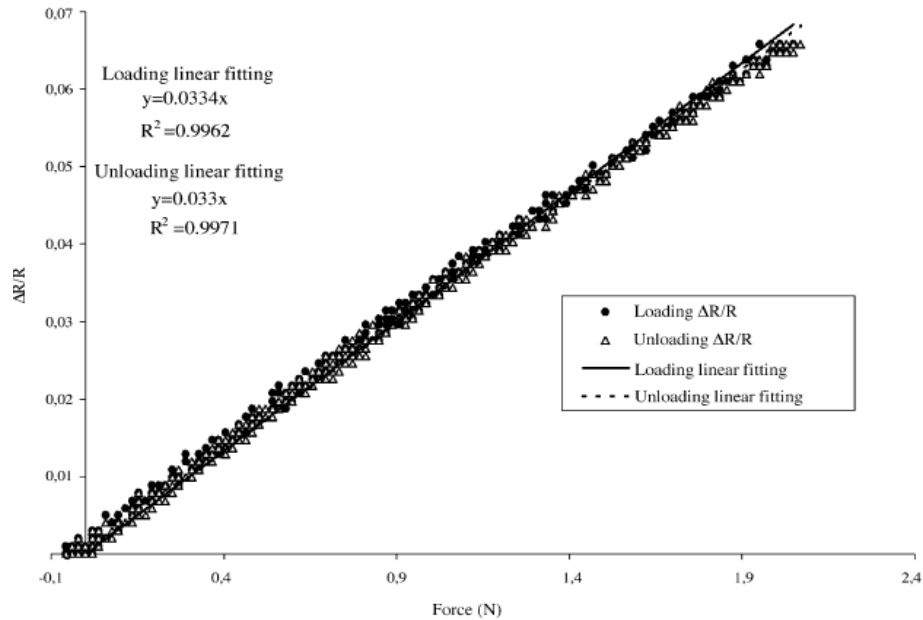
Obr. 13 Analýza MKP provedená programem ANSYS 5.7, aplikovaný tlak 0.329 Mpa

Testy byly prováděny s piezorezistory o velikosti $6\mu\text{m} \times 30\mu\text{m}$. Při působení normálovou a smykovou silou na válcovitou hlavici se mění elektrický odpor jednotlivých piezorezistorů a díky těmto změnám lze vyhodnotit směr a velikost působení síly.

Vyhodnocovací obvod je tvořen Wheatstoneovým můstkem s dvěma přesnými $1\text{K}\Omega$ odpory a jedním trimrem pro nastavení počáteční úrovně. Výstup z můstku je potom přiveden do zesilovače. Tento vyhodnocovací obvod má každý ze čtyř piezorezistorů. Výstupní napětí vyváženého Wheatstoneova můstku se vypočítá dle rovnice (4)

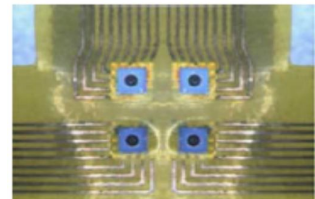
$$V_{OUT} = A(V^+ - V^-) = AV_{IN} \frac{\Delta R}{4R+2\Delta R} \approx AV_{IN} \frac{\Delta R}{4R} \quad (4)$$

Graf. 6 znázorňuje výstupní charakteristiku taktilního senzoru, který má velice dobré vlastnosti. Po použití lineární regrese senzor vykazuje značný lineární charakter výstupního signálu a sensitivitu $S_F = \frac{\Delta R/R}{F}$ je $0.032 \pm 0.001 \text{ N}^{-1}$. Hystereze se téměř neprojevuje. Velice podobnou výstupní charakteristiku vykazuje senzor při působení smykové síly.



Graf. 6 Charakteristika výstupního signálu

Celý senzor je zapouzdřen do flexibilního materiálu, který chrání křehkou křemíkovou strukturu před poškozením a umožňuje nasazení na zakřivené objekty. Obr. 14 představuje zapojení do tenké 2×2 matice.



Obr. 14 Flexibilní 2×2 matice

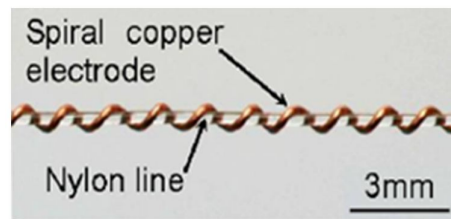
3.2.1.3 Sensory na bázi vodivých polymerů

Princip těchto senzorů spočívá ve speciálním materiálu, který při stlačení snižuje svůj elektrický odpor. Používá se suspenze vodivého a nevodivého materiálu nebo vodivý polymer, nebo také kombinace těchto materiálů. Síla, která začne působit na tento senzor, vyvolá v objemu elastického materiálu (např. silikonová pryž) deformace a vodivé částice (grafit, železný prach aj.) obsažené v tomto materiálu se k sobě přiblíží a vytvoří vodivé dráhy. To má za následek zvýšení vodivosti polymeru uloženého mezi snímací elektrody, které měří elektrický odpor elementu. Díky změně odporu lze získat informaci o uchopeném předmětu. Často používaný je elastomer, což je druh amorfního polymeru vyznačující se vysokou elasticitou. Tento materiál je tedy ideální pro zakřivené plochy či pohybující se části, navíc měkký materiál napodobuje lidskou kůži a zvyšuje kvalitu úchopu. Nevýhoda elastomerů je jejich vysoká hystereze a nízký dynamický rozsah.[16] [17]

Příklad konstrukce senzoru na bázi vodivého polymeru

Pracoviště, které se zabývají vývojem taktilních senzorů na bázi vodivých polymerů je mnoho. Výhodou použití polymeru je jeho pružnost, tudíž je ideálním materiálem pro výrobu flexibilních taktilních matic neboli umělé kůže. Zajímavé řešení taktilního pole představuje práce [21] v níž je prezentován vysoce elastický a spolehlivý senzor, který používá spirálovitě zatočené vodiče jako snímací elektrody, které zaručují onu vysokou elasticitu senzoru. Výroba takových elektrod spočívá v navinutí měděného vodiče o průměru 0.25 mm okolo elastického nylonového vlákna o průměru 0.3 mm, viz obr. 16. Snímací prvek je tvořen vodivým polymerem uloženým mezi dvěma spirálovitými elektrodami. Vodivý polymer je obohacen o vodivé nano částice sazí a stříbrného a měděného prášku, které určují jeho vodivost.

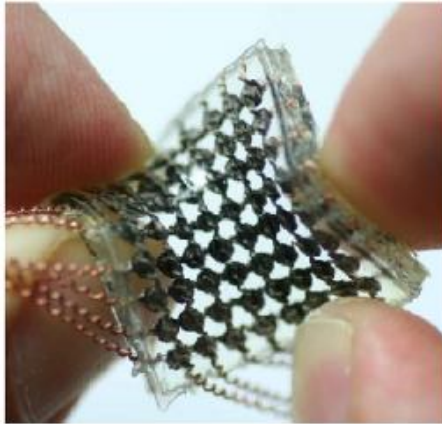
Princip získávání taktilní informace je jednoduchý, působící síla na vodivý polymer způsobí jeho deformaci a rezistence mezi spirálovitými elektrodami poklesne. Detail konstrukčního řešení a chování jednoho snímacího elementu při působení síly ukazuje obr. 16. Rozměry senzoru jsou miniaturní, mezera mezi elektrodami je pouze 500 μm , rozteč mezi jednotlivými snímacími elementy je 2500 μm a tloušťka taktilní



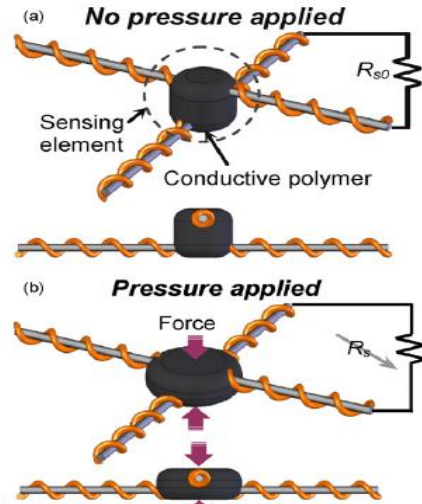
Obr. 15 Detail flexibilní spirálovité elektrody

matice je 2600 μm . Výsledná vysoce flexibilní taktilní matice obsahuje 8×8 vodivých polymerů uložených v substrátu z materiálu nazývaný Polydimethylsiloxan, zkráceně PDMS.

Obr. 18 představuje taktilní matici. Z fotografie jsou patrné černé vodivé polymery uložené v PDMS substrátu a spirálovité elektrody.

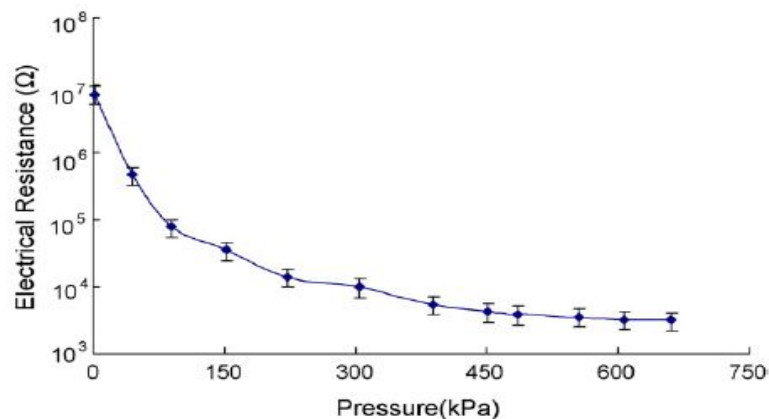


Obr. 17 Flexibilní taktilní matice s vodivými polymery



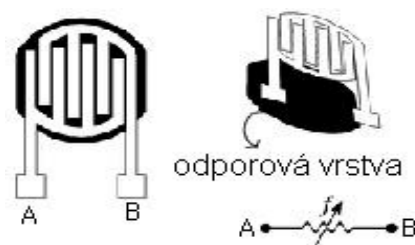
Obr. 16 Vodivý polymer s připojenými elektrodami a jeho reakce na působící sílu

Výstupní charakteristiku ukazuje graf. 7, kde je znázorněna závislost elektrického odporu na tlaku. Počáteční odpor vodivého polymeru bez působení síly se pohybuje okolo 7.6 M Ω . Působením síly odpor klesá až do hodnoty tlaku okolo 450 kPa, kdy se klesání odporu téměř zastaví. Systém, který zpracovává změnu elektrického odporu, se skládá z multiplexorů připojených na řádky a sloupce. Napájení je 5V a na sloupce jsou připojené obvody měřící změnu napětí. Naměřené výstupní napětí z taktilní matice je A/D převodníkem, který je součástí mikrokontroléru, převedeno na digitální 12 bitový signál a maximální snímací frekvence je vyšší než 3000 prvků/s.

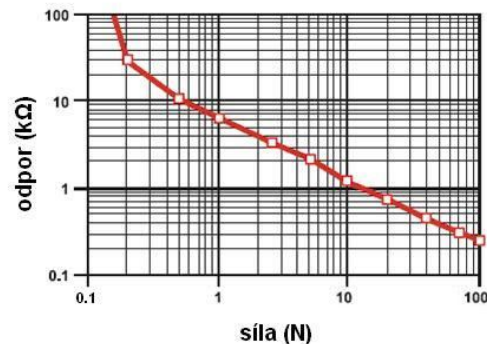


Graf. 7 Výstupní charakteristika naměřeného elektrického odporu

Mezi rezistivní senzory s vodivým polymerem se řadí senzor, jehož název pochází s anglického názvu Force Sensitive Resistor, zkráceně FSR. Patent FSR technologie je firma Interlink Electronics, která jej vyvinula v roce 1985. Odporová vrstva je vyrobena technologií tlustých polymerových vrstev PTF (Polymer Thick Film) a kontaktních elektrod, viz obr. 19. Používané síly pro senzor FSR jsou do 100N při změně odporu od 100 K Ω do 0.2 K Ω , viz graf. 8. Citlivost senzoru je lepší než 0.5%. Převodní charakteristiky mají toleranci mezi jednotlivými senzory v rozmezí 15 – 25%, což brání použití pro přesné měření. [7]



Obr. 18 Zjednodušené schéma senzoru FSR



Graf. 8 Charakteristika senzoru FSR

3.2.2 Kapacitní senzory

Taktilní kapacitní senzor je postaven na principu elektrického kondenzátoru. Síla působící na tento senzor ovlivňuje jeho kapacitu, která vychází ze vztahu pro deskový kondenzátor. (5)

$$C = \varepsilon_o \varepsilon_r \frac{S}{d} \quad (5)$$

Kde: C (F) - kapacita senzoru; ε_o (Fm⁻¹) - permitivita vakua; ε_r (-) - relativní permitivita; S (m²) - plocha společných elektrod; d (m) - vzdálenost elektrod.

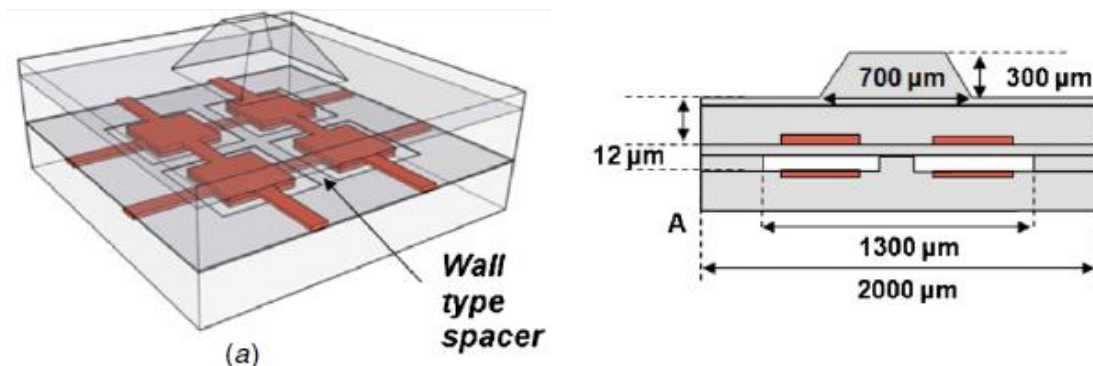
Nejčastěji se u kapacitních senzorů mění postavení elektrod, mění se tedy proměnná Δd nebo plocha ΔS . Struktura jedné taktilní jednotky zahrnuje obvykle tři vrstvy. První z nich obsahuje elektrody, které se umísťují na deformační člen určující tuhost senzoru, tudíž musí splňovat určité požadavky jako mechanickou odolnost a stálou tuhost. Deformační člen slouží někdy i jako dielektrikum a jsou zde určité elektrotechnické požadavky na použitý materiál jako stálá permitivita, minimální svod atd.

Techniky měření změny kapacity senzoru mohou být různé, všechny vycházejí z faktu, že proud protékající kondenzátorem je vyjádřen jako podíl změny napětí ku změně času, při stále kapacitě $i = C \, du/dt$. Velikost kapacity je možné měřit například: měřením času nabíjení, měřením frekvence rezonančního obvodu nebo měřením útlumu. Významný problém kapacitních snímačů způsobuje přítomnost kovových objektů, které mají negativní dopad na kapacitu jež je ukazatelem působící síly. Tento vliv lze minimalizovat dobrým rozložením obvodu a mechanickou konstrukcí.

Příklad konstrukce kapacitního senzoru

Zajímavou a přínosnou prací je [22] kde byl vyvinut kapacitní taktilní snímač s ohledem na použití tzv. minimální invazivní chirurgie (MIS), kde senzory slouží pro ovládání miniaturních operátérských nástrojů. Autoři se také zmiňují o použití senzoru na protéze pro náhradu hmatu.

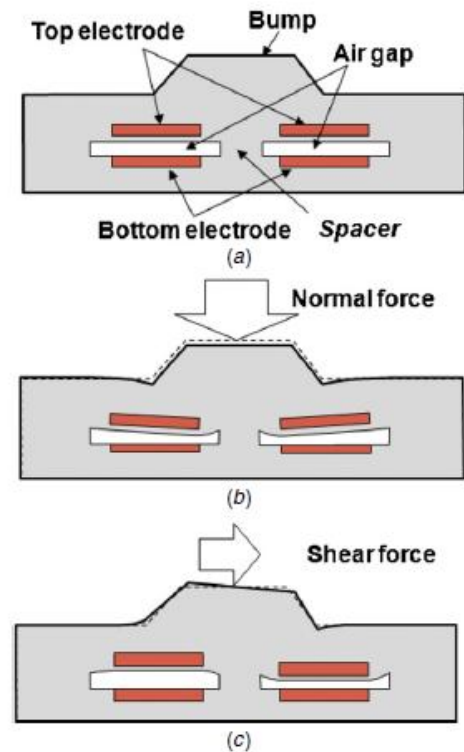
Dielektrikum senzoru tvoří vzduch a elektrody jsou z mědi uloženy v substrátu z PDMS. Senzor je schopen snímat všechny tři axiální síly s rozsahem 0 – 20 mN. Sensitivita se pohybuje okolo 1.2% a odezva 160mS. Schopnost snímat normálové i smykové působení síly spočívá v důmyslné konstrukci senzoru. Taktilní matice je složena s jednotlivých jednotek čítající čtyři kondenzátory. Nejlépe situaci demonstruje obr. 20. Důležitý je vystouplý zkosený profil umístěný uprostřed mezi čtyřmi kondenzátory. Díky tomuto speciálnímu tvaru profilu je smyková a normálová síla přenášena skrz PDMS hmotu na elektrody odlišným způsobem. Při reakci normálové síly jsou zatíženy všechny elektrody a naopak při smykové jen některé, podle toho z jakého směru smyková síla působí, tudíž i kapacita se mění. Princip ukazuje obr. 21



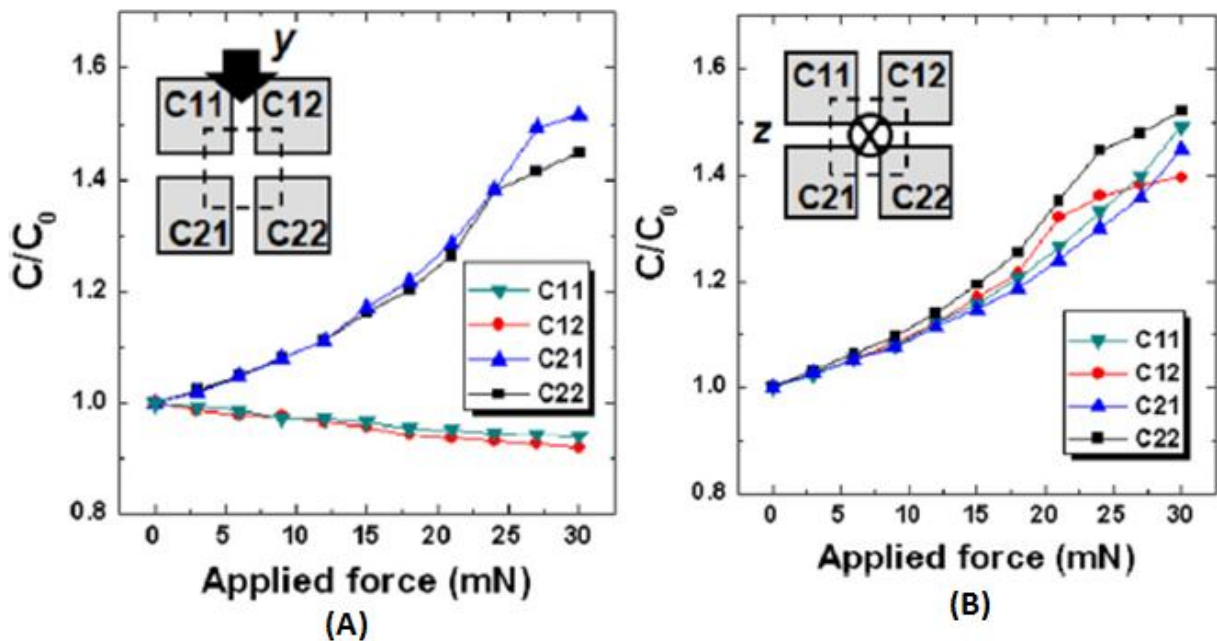
Obr. 19 Taktilní jednotka kapacitního senzoru

Měření charakteristiky senzoru bylo prováděno s rozlišením 1mN. Kondenzátory v jedné jednotce byly označeny C11,C12,C21 a C22.

Odezvy jednotlivých kondenzátorů na zvyšující se působící sílu ukazuje graf. 9. Z grafů je patrné, že průběh změn kapacity je u všech kondenzátorů téměř stejný. Zatížení v ose X zde není prezentováno, má totiž stejný průběh jako graf. 9(a), pouze jsou aktivní opačné kondenzátory. Náhlá změna v grafu. 9(b) u kondenzátorů C22 a C12 je způsobena uzavírající se vzduchovou mezerou mezi elektrodami, která je široká pouze 6 μm . Celkově lze říci, že senzor podává téměř lineární charakteristiku. Díky flexibilní konstrukci je možné umístit senzor i na zakřivené plochy. Testován byl povrch s rádiem zakřivení 4mm a taktilní kapacitní matice 8×8 podávala stále slušnou odezvu.



Obr. 20 Princip jedné taktilní kapacitní jednotky při působení sil



Graf. 9 Průběh změny kapacity při zatěžování jednotlivých kondenzátorů. (a) - smyková síla, (b) - normálová síla

la

3.2.3 Piezoelektrické senzory

Taktilní piezoelektrické senzory využívají piezoelektrický jev jako převodník síly na elektrický signál. Piezoelektrický jev vzniká při deformaci krystalu, která způsobí dipólový elektrický moment objemového elementu. Vzniklé elektrické momenty objemových elementů způsobí polarizaci krystalu. Úroveň velikosti polarizace je číselně rovna fiktivnímu vázanému náboji na jednotkové ploše povrchu, který je kolmý ke směru vektoru polarizace. Elektrody přiložené na povrch krystalu vyvolají indukci volného náboje, který je měřitelný. Síla F_x působící ve směru elektrické osy je úměrná elektrickému náboji Q . [17][7]

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

Kde: Q - náboj na elektrodách výbrusu (C), d - piezoelektrická konstanta (CN^{-1}), pro SiO_2 je $d = 2,3 \cdot 10^{-12} \text{ C} \cdot \text{N}^{-1}$, F_x - síla působící na výbrus krystalu (N).

Pokud působí síla ve směru F_y ve směru mechanické osy krystalu, potom vztah pro velikost náboje Q je:

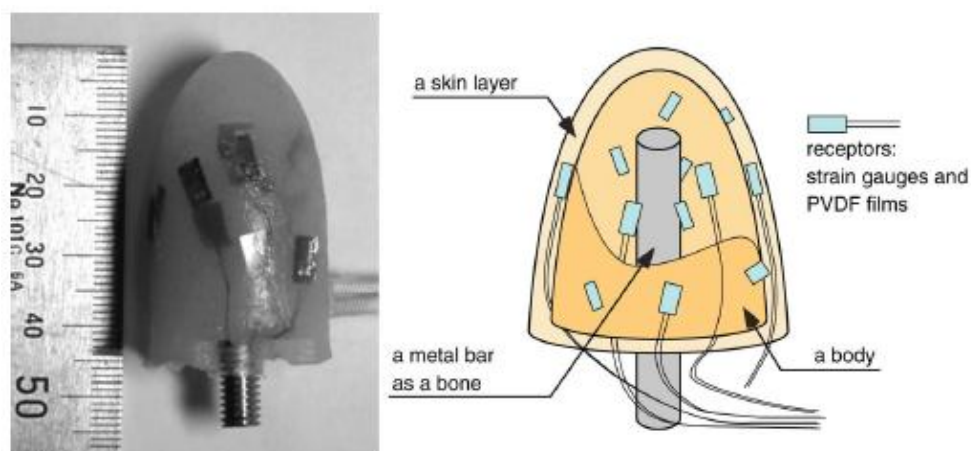
$$Q = d \cdot F_y \frac{b}{a} \quad (7)$$

Piezoelektrické taktilní senzory mají vysokou citlivost s vysoko napěťovým výstupem, i při minimální deformaci. Výhoda piezoelektrických senzorů, že nevyžadují přívod elektrické energie, tudíž jsou tyto snímače velmi spolehlivé a mohou být aplikovány na širokou škálu aplikací. Výstupní napětí klesá v průběhu času pomalu, a proto jsou piezoelektrické senzory vhodné převážně pro detekci dynamických sil. Hodně rozšířený polyvinyliden fluorid (PVDF), který se používá jako piezoelektrický materiál v podobně tenkých filmů. PVDF se vyznačuje mechanickou flexibilitou, rozměrovou stabilitě, nízké hmotnosti a chemické inertnosti. [16]

Příklad konstrukce taktilního senzoru využívající piezoelektrický jev

Výzkum taktilního senzoru v práci [23] se liší od všech předchozích. Opět je zde stejný záměr a to vytvořit taktilní senzor pro robotickou ruku aby co nejvěrněji napodoboval lidský hmat. Problémem všech předešlých senzorů, které snímají podněty pouze svým

povrchem, je neschopnost vnímat více modalit jako právě lidský hmat. Kapitola lidský hmat popisuje různé druhy receptorů distribuované uvnitř prstu a to z různou hloubkou podle toho jakou modalitu mají vnímat. Rozložením receptorů v lidské kůži se inspirovali tvůrci v práci [23] a vyrobili unikátní měkký umělý prst s receptory rozmístěnými v celém objemu navíc s železným šroubem, který umožňuje montáž prstu, ale také simuluje lidskou kost. Obr. 22 ukazuje umělý prst s rozmístěnými taktilními receptory. Tělo senzoru má průměr 2.5cm a délku 4.5cm. Obsahuje dvě vrstvy silikonové umělé kůže, ta vnitřní je z měkčího silikonu oproti vnější kontaktní vrstvě, která je ze silikonu tvrdšího. Umělý prst má dva druhy taktilních receptorů a to piezoelektrické v podobě tenkého filmu PVDF a tenzometry. Konkrétně šest tenzometrů a šest PVDF filmů vložené do vrchní vrstvy silikonu a stejně tak hlouběji v těle silikonu. Dohromady celý umělý prst tvoří 24 receptorů. Kombinace dvou různých druhů senzorů umožňuje snímat rozdílné druhy napětí působící na umělý prst. Tenzometry jsou citlivé na velikost statického zatížení podobě jako Merkelovy disky v lidské kůži a navíc jsou uloženy v různé hloubce. Tenzometry uložené na povrchu umělého silikonové kůže reagují spíše na mírné statické zatížení a tenzometry

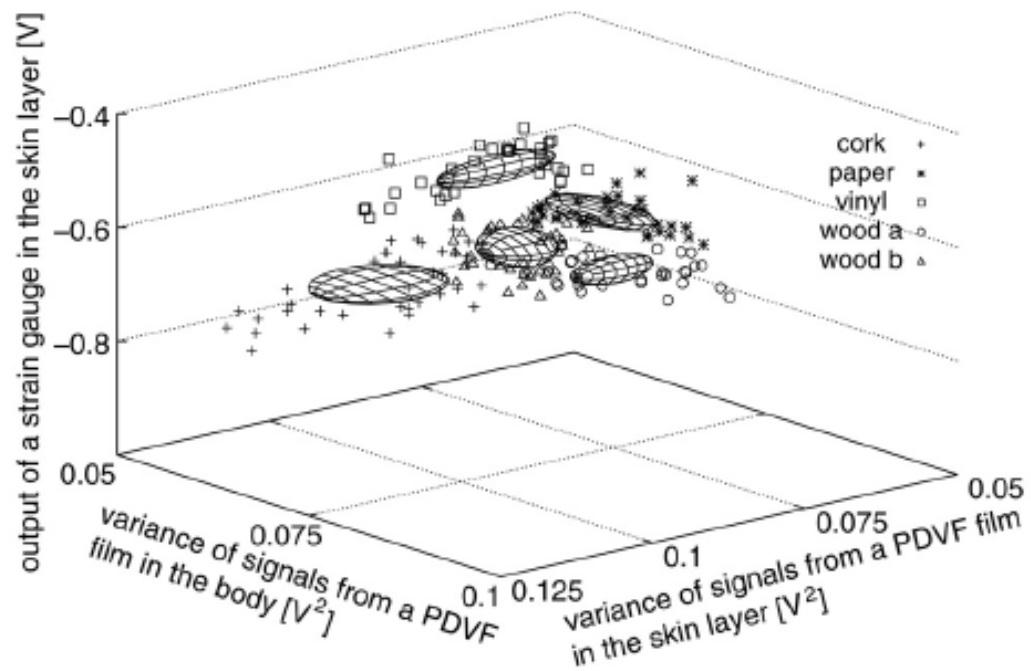


Obr. 21 Umělý prst s piezoelektrickými senzory a tenzometry

uložené hlouběji snímají celkové působení síly na prst. Piezoelektrický PVDF film detekuje přechodné změny napětí vyvolané například prokluzování předmětu.

Interakce umělého prstu s okolím bylo měřeno pomocí robotické ruky na, kterou byl prst namontován. Pro měření byly použity dva druhy dřeva, papír, korek a vinyl. Umělý prst ohmatával tyto materiály, nejdříve prostým stiskem, poté pohybem po povrchu a nakonec kombinací těchto pohybů. Výstupní signál z receptorů byl zaznamenán

a vyneseno do grafu. Výsledek, který byl naměřen tenzometry při stisku, vykazoval velké odchylky a nebylo tedy možné rozpoznat, o jaký materiál se jedná. Prozkoumávání povrchu pohybem umělého prstu, který detekovali PDFV filmy také nepodal uspokojivý výsledek. Až kombinace stisku a pohybu umožnila celkem přesně analyzovat výstupní signál a identifikovat jednotlivé materiály viz Graf. 10. Experiment dokázal, že umělý prst s různými taktilními senzory v různých hloubkách umožňuje rozlišovat materiály spolehlivěji.



Graf. 10 Výsledek kombinace stisku a pohybu umělého prstu po povrchu jednotlivých materiálů

3.2.4 Optické senzory

Optické senzory jsou tvořeny optickým vláknem, zdrojem světla a detektorem světla. Vlivem vnějšího působení silového podnětu dochází k modulaci světla procházejícího optickým vláknem. Převodník síly je v tomto případě světlo a jeho změny, které rozlišuje detektor světla. Obvykle jsou měřeny parametry útlumu, změny úhlu dopadu a interference světla. Jako zdroj světla slouží laserová dioda nebo LED. Detektor světla převádí světlo na elektrickou veličinu a používají se fotodiody, fototranzistory, fotoodpory a někdy je světelný paprsek vyhodnocován CCD čipem. Výhoda optických sensorů je odolnost vůči elek-

tromagnetickému poli a přenos informace s velkou frekvencí na dlouhé vzdálenosti. Nejčastěji se měří změna amplitudy procházejícího světla, kterou můžeme ovlivnit několika způsoby:

- změnou okrajových podmínek šíření světla v optickém prostředí (např. mikroohyb)
- změnou vzájemné optické vazby
- změnou tlumení
- změnou přechodu a odrazu světla

3.2.4.1 Mikroohybové senzory

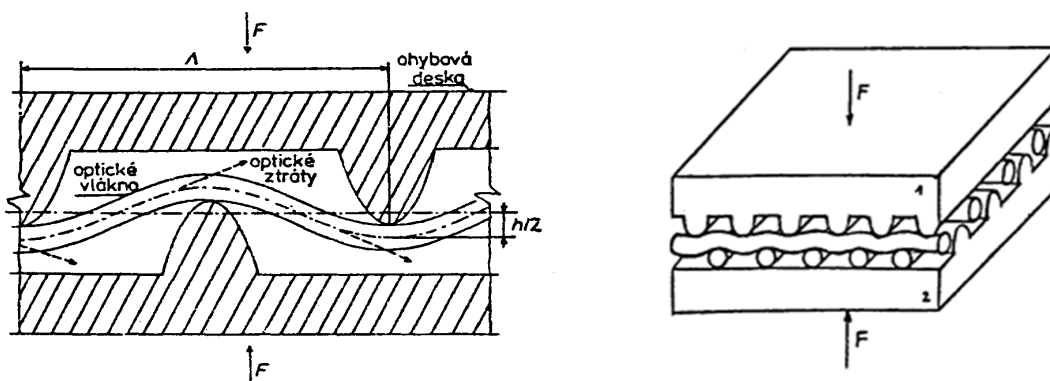
Princip těchto taktilních sensorů spočívá v měření útlumu světla, ke kterému dochází vlivem mikroohybu způsobený silou působící na optické vlákno. Optické vlákno je tvořeno jádrem a pláštěm, kde jádro má vyšší index lomu než plášť. Světelný paprsek procházející jádrem se na rozhraní s pláštěm odráží, díky rozdílnému indexu lomu. Aby světelný signál procházel optickým vláknem s nejmenším útlumem je důležitý tzv. totální odraz. Totální odraz vzniká, pokud není překročen kritický úhel α dopadajícího paprsku na rozhraní. Při totálním odrazu se veškerá světelná energie odráží od rozhraní a útlum je minimální. Je-li překročen kritický úhel α dochází k porušení podmínky totálního vnitřního odrazu a část světelné energie projde skrz rozhraní do pláště a dochází k útlumu přenášeného světelného paprsku. Podmínka úplného vnitřního odrazu je dána vztahem:

$$\Theta_c \geq \arcsin \frac{n_2}{n_1} \quad (8)$$

Kde: θ_c - úhel dopadu, n_1 - index lomu jádra, n_2 - index lomu pláště

Podmínku úplného vnitřního odrazu lze porušit například změnou zakřivení (mikroohybu) optického vlákna, které je větší než kritický úhel. Používají se optické vlákna multimódová, které vykazují větší citlivost na ohyb tedy ztráty než jiné typy vláken.

Princip mikroohybového maticového senzoru ukazuje Obr. 23.

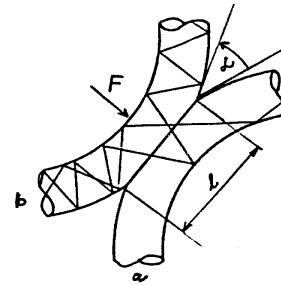


Obr. 22 Princip maticového mikroohybového senzoru

Senzor tvoří čtyři vrstvy vláken. Horní a spodní vrstva jsou neaktivní vlákna, které tvoří zvlněný povrch pro ohýbání aktivních vláken. Druhá a třetí vrstva obsahuje aktivní vlákna, přenášející světelný paprsek. Matici tvoří 7×6 vláken a zdrojem světla je 12mW LED dioda. Detektory jsou křemíkové PIN fotodiody. [17][7]

3.2.4.2 Senzory se vzájemnou optickou vazbou

Princip těchto senzorů spočívá ve styku dvou vláken s odstraněným pláštěm. Do kontaktu se dostávají pouze jádra vláken. Jedno vlákno je připojeno ke zdroji světla a vlákno druhé k detektoru. Při vhodné konstrukci se vlivem působení síly přenáší část světelné energie z prvního vlákna do druhého, viz obr. 24. [10]



Obr. 23 Senzor je vzájemnou optickou vazbou

3.2.4.3 Senzory se změnou tlumení

Změnou tlumení procházeného světla způsobuje průsvitný člen, umístěný mezi dvě optická vlákna, který mění své optické vlastnosti vlivem vnějšího prostředí. Tento princip se využívá při měření teploty, kdy vložený člen mění své vlastnosti na základě teploty. Taktilní čidla pracující na tomto principu používají průsvitný člen z materiálu měnící své optické při aplikaci síly. [10]

3.2.4.4 Senzory se změnou přechodu a odrazu světla

Principem těchto senzorů je změna odražené světelné energie od reflexní vrstvy. Zdroj světla vyše paprsek světla přes fotopropustnou vrstvu a ten se odrazí se od reflexní vrstvy. Intenzita odraženého paprsku je závislá na působící síle, která ovlivňuje vzdálenost reflexní vrstvy. Zvětšující se vzdálenost reflexní vrstvy způsobuje větší rozptyl a pouze malá část paprsku vstupuje do přijímače. [10] [17]

4 PŘENOS DAT Z TAKTILNÍCH SNÍMAČŮ DO CNS a NAOPAK

Nahradit lidský hmat umělým systémem schopným jeho simulace je velice komplexní a náročný úkol zahrnující mnoho dílčích úkolů, které musí být prozkoumány a vyřešeny. Jedním z nich je způsob přenosu signálu z taktilních sensorů do centrální nervové soustavy. Předchozí kapitola uvádí řadu projektů zabývajících se vývojem co nejdokonalějšího taktilního senzoru, který je schopen snímat všechny tři axiální síly. Vývoj jde velice rychle kupředu, především díky robotice a vybrat ten vhodný taktilní senzor a použít ho pro umělý hmat je pouze otázkou měření a testů. Získat kvalitní taktilní informaci je tedy možné.

Připojení na nervové vlákno a přenos taktilní informace do CNS aby mozek signál rozpoznal a správně vyhodnotil je problém. Signál vysílaný do CNS musí být podobný jako signál jdoucí z receptorů. Biologická funkce nervového vlákna je podobná vodivému drátu a nabízí se tedy možnost připojit speciální elektrodu přímo na nervové vlákno. První krok k úspěšné náhradě hmatu je analyzovat signály v nervové soustavě. Řada výzkumů se problematikou snímání nervových signálů za účelem ovládat robotickou ruku zabývá.

4.1 Detekce neuronového signálu a nervová stimulace

Přenos taktilní informace vyžaduje její přesnou interpretaci, aby mozek byl schopný tuto informaci zpracovat. Mozek totiž vysílá eferentní a aferentní signály. Eferentní signály slouží pro řízení motorických pohybů těla a tyto signály jdou z mozku do CNS. Aferentní signály jsou signály putující z CNS do mozku. Taktilní informace je aferentní signál, protože se jedná o akční potenciál, vyvolaný receptorem šířícím se do CNS. Detekovat a měřit tyto signály lze pomocí periferního nervového rozhraní. Rozhraní je rozděleno na dva typy, externí a interní, podle způsobu připojení elektrody. Externí rozhraní je řešeno obvykle elektrodovou manžetou uchycenou těsně okolo nervového svazku. Manžeta zaznamenává směs akčních potenciálů z jednotlivých vláken, ale není vhodná k stimulaci nervů, kvůli velké nepřesnosti. Ideální nervové rozhraní má umožňovat selektivní nahrávání a stimulaci. To umožňují interní elektrody nazývané MEA (mikroelectrode array). Mikroelektrodové pole obsahuje několik elektrod umožňujících distribuci přímo do nervového svazku a poskytují tak přímý přístup k axonům. [27]

Připojení interní či externí elektrody na nervové vlákno není jednoduché a jsou zde určité problémy: [11]

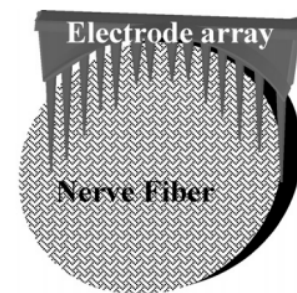
- Nervová soustava má obnovující schopnost, není stálá
- Nervové vlákno je velice citlivé a přímé připojení elektrody může nerv poškodit
- V paži se nachází hlavní nervový svazek, který obsahuje nespočet nervových vláken a nalézt požadované vlákno pro přenos taktilní informace je v současné době nemožné, současné elektrody stimulují vždy více vláken najednou.
- Důležitý je materiál elektrody a její flexibilita, hrozí nebezpečí infekce, tudíž musí být chemicky inertní, aby nereagovala s okolní tkání

Podrobnější popis a příklady jednotlivých druhů elektrod jsou podány v následujících kapitolách

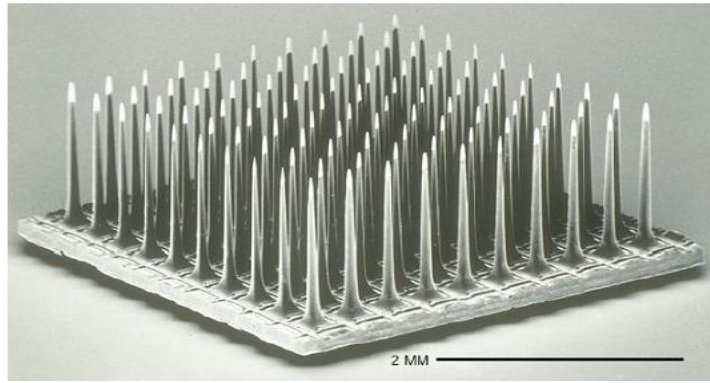
4.1.1 Mikroelektrodové pole - MEA

Jedná se o speciální druh elektrody, která byla vyvinuta pro účely napojení na nervová vlákna pro lepší přenos signálu do jednotlivých částí nervového svazku. Elektrodotová matice je obvykle součástí tzv. fully implantable recording system (FIRS). Jednotlivé elektrody jsou připojeny na zesilovač, dále do multiplexoru a PC. Požadavkem na elektrodotové pole je velikost a musí být dostatečně malé, aby nepoškodilo okolní tkáň. [25]

Příkladem mikroelektrodové matice je The Utah Electrode Array dále jen UEA, navržená Richardem Normannem na University of Utah. UEA se skládá ze sta individuálních křemíkových mikroelektrod potažených platinou seskupených do 10×10 matice, umístěné na podkladu o velikosti $4 \times 4 \text{ mm}^2$, viz obr. 26. Každá elektroda je sklem izolovaná od ostatních. Později byla vyvinuta vylepšená verze mikroelektrodového pole, nese název Utah Slanted Electrode Array (USEA). Změna spočívá v různé délce jednotlivých elektrod od 0.5 do 1.5 mm, jak znázorňuje obr. 26, který mimo to ukazuje i zjednodušený pohled na připojení elektrodotového pole na nervové vlákno. [26]

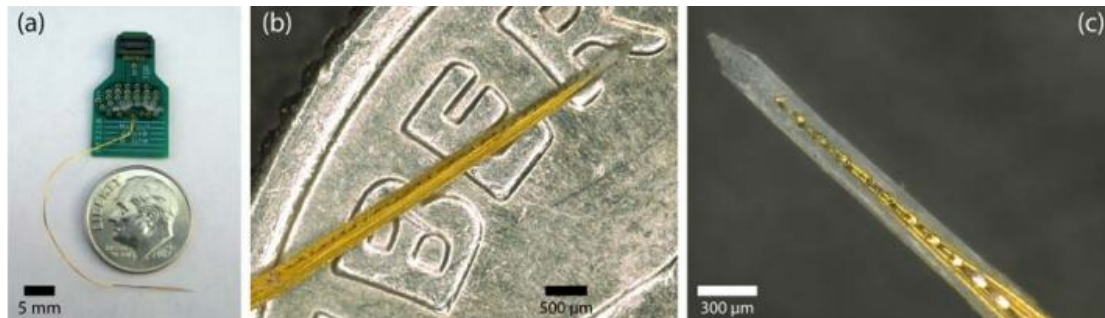


Obr. 24 Vylepšená elektrodotová matice USEA



Obr. 25 Mikroelektrodotvé pole, typ UEA

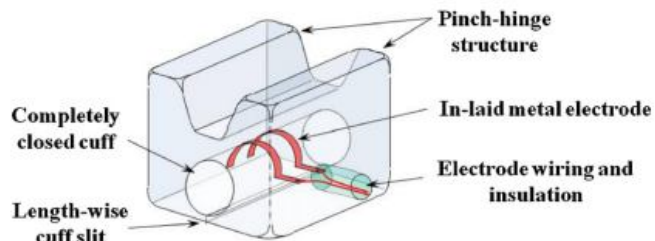
MEA elektroda může mít různou podobu. V práci [29] je představena 32 kanálová elektroda v podobě 127 μ m tlusté tyčinky. Skládá se z vlastního mikroelektrodotvého pole, svazku, zlatých vodičů a řídicího obvodu, viz obr 27. Speciální tyčinka má v sobě 32 elektrod z oxidu iridia rozmístěných od sebe ve vzdálenosti 130 μ m. V praxi se elektroda vpíchne přímo do svazku nervů, aby byla co nejbližší jednotlivým nervovým vláknům.



Obr. 26 Mikroelektrodotvé pole v podobě tyčinky

4.1.2 Manžetová elektroda

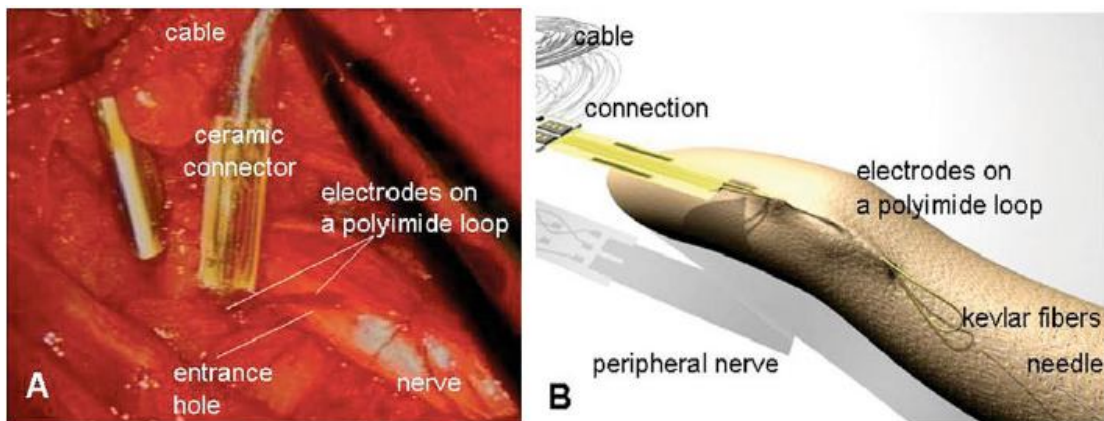
Příklad mikromanžetové elektrody představuje práce [28], kde byla vyvinuta manžeta pro připojení na nervové svazky o velmi malém průměru. Nazývá se clip-on mikroelektrodotvá manžeta, viz obr 27. Je vyrobena z lékařského silikonu s dvěma tenkými elektrodami o tloušťce pouze 20 μ m. Celá mikroelektroda je 2mm dlouhá a vnitřní průměr může být vyroben v rozsahu od 100 μ m do 1mm. Elektroda svoji konstrukcí umožňuje snadné nasazování na nervový svazek díky rozevratelné části jde manžeta snadno zacvaknout na nerv, proto také název clip-on.



Obr. 27 Mikromanžeta, typ clip-on

4.1.3 Příklady napojení elektrod na nervové vlákno a analýzy signálů

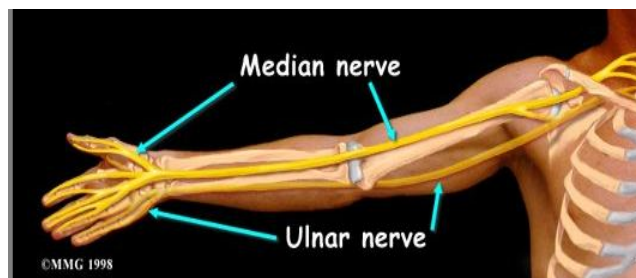
Výzkum [24] se zaměřuje na testování a připojení speciální elektrody (TF-LIFE4s) na periferní nervový systém (PNS) za účelem ovládat antropomorfní protézu, které nebyla připojena přímo na amputovaný pahýl. Subjekt, který podstoupil tento výzkum, má amputovanou levou ruku a nemůže využívat myoelektricky řízené protézy kvůli zcela atrofovaným svalům. Subjektu byly implantovány čtyři speciální pružné multielektrody (TF-LIFE4s), viz obr 26, v oblasti bicepsu a to do různých periferních nervových svazků pro



Obr. 28 Implementace elektrody tf-LIFE4 system (a) mikroskopický záběr z operace (b) znázornění nervového zakončení a připojené elektrody

spolehlivější zaznamenávání výstupních signálů. Konkrétně jeden pár elektrod byl vpraven do mediánního nervu a druhý pár do nervu ulnárního. Elektrody byly zavedeny pod úhlem 45° pro lepší stabilitu a zvýšení pravděpodobnosti zachycení nervových vláken. Sledovaný subjekt měl připojené elektrody po dobu čtyř týdnů a byl měřen 4-6h denně, šest dní v týdnu bez žádných komplikací. Po čtyřech týdnech byly subjektu elektrody odebrány a po devíti měsíčním sledování subjekt nevykazoval žádné komplikace.

Signály měřené elektrodami jsou nahrávány samplovací rychlostí 48 kHz a jsou převáděna na digitální 16bitový signál. Měření prochází určitými fázemi, v první řadě se

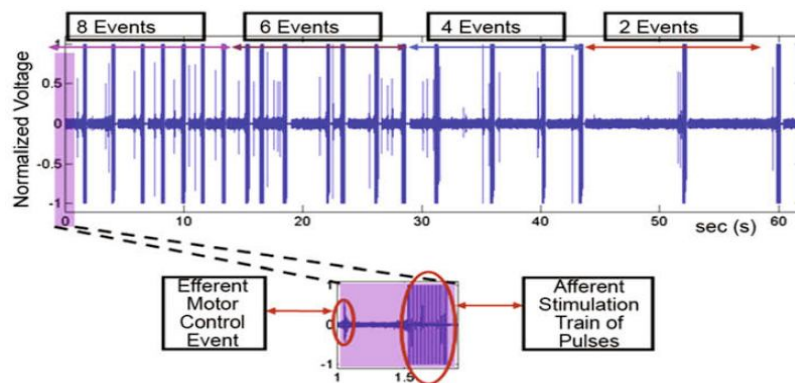


Obr. 29 Umístění mediánního a ulnárního nervového svazku v paži

standardizují typy pohybů, subjekt se snaží hýbat nahrazenou končetinou. V další fázi se provádí off-line analýza signálů a klasifikuje se algoritmus pro optimální ovládání protězy. Nahraný signál je potom zbaven šumu a další úpravou je signál klasifikován tak, že díky vyvinutému algoritmu je robotická ruka schopna provést pohyb.

Důležitým počinem, který byl v této práci proveden, je pokus o zpětnou stimulaci nervů. Nejprve je nutné identifikovat aferentní vlákna, která dopravují signály do mozku. Subjekt měl speciální čepici, která měřila aktivitu senzomotorické kůry mozku a do elektrod byly vysílány obdélníkové pulzy s trváním 10 – 300 μ s a intenzitou 10 – 100 μ A. Měření byly zjištěny nejvhodnější stimulační signály a to o intenzitě 10 μ A s trváním 10 μ s. Byla stanovena stupnice vnímání, která udává pocity subjektu při různé intenzitě stimulace kdy stupeň 1 = minimální práh a 5 = začínající bolest. Ve výzkumu bylo zjištěno, že dotykové pocity dlaně a začátky prstů ukazováku a prostředníku náleží elektrodě umístěné v mediánním nervu a oblast prsteníku a malíku elektrodě vpravené do nervu ulnárního. Subjekt zkoušel provést uchopovací pohyb, kdy po tomto eferentním signálu byl vyslán aferentní stimulační signál s frekvencí 70 Hz, intenzitou 10 μ A a trváním 10 μ s, viz obr. 28. Během méně než minuty, kdy byl prováděn tento test, subjekt rapidně zlepšil kontrolu nad robotickou rukou.

Stimulace nervových vláken nebyla prováděna na základě podnětu taktilního senzoru ale, byla generována frekvenčním generátorem. Byly, ale zjištěny vhodné aferentní parametry signálu pro stimulaci mozku. Elektroda TF-LIFE4s byla subjektem po celé čtyři týdny přijímána dobře. Tento výzkum nabízí tedy možnost implementace taktilních senzorů na robotickou ruku a generovat jimi akční signál. Jako vhodný kandidát na taktilní snímač by mohl být piezoelektrický senzor z práce [23], který je konstruován do podoby hotového měkkého umělého prstu.



Obr. 30 Aferentní stimulace

5 PŘEHLED DOSAVADNÍCH VÝSLEDKŮ

5.1 Vývoj bionických protéz

Problematika umělého hmatu zahrnuje mnoho oblastí a jedna z nich je také protetika. Taktilní senzor umístěný na pouhé kosmetické protéze asi nebude příliš efektivní. Moderní protetika je dnes spojena s robotikou, protože dnešní dokonalé protézy už nejsou pouhým pahýlem ale člověkem ovládané hýbající se robotické ruce schopné úchopu. Pokud by právě taková protéza byla obohacena o taktilní senzory umožňující umělý hmat, stává se taková protéza plnohodnotnou bionickou rukou. Takový systém již existuje. Před uvedením tohoto systému byl ale určitý vývoj protéz horních končetin. Tento vývoj je stručně shrnut v této kapitole podle [34].

1981 – 2004 Společnost Motion Control představuje „Utah Arm”

V roce 1981 firma Motion Control představila svoji první verzi Utah Arm. Jednalo se o premiéru myoelektricky řízenou ruku.

V roce 1987 představili vylepšenou verzi Utah Arm 2, která byla odolnější a spolehlivější.

V roce 2004 byla vyvinuta další verze Utah Arm, která už byla řízena mikroprocesory s počítačovým rozhraním, umožňující uživateli doladit nastavení protézy pro dosažení maximálního výkonu.

1999 První transplantace ruky

Matthew Scott byl první pacient, kterému byla úspěšně transplantována cizí živá ruka. O deset let později je ruka stále funkční.

2005 Společnost Touch Bionics představuje „i-LIMB Hand”

i-LIMB Hand je řízená protetická ruka s vysoce intuitivním systémem, využívající dva vstupní myoelektrické signály ze svalů k ovládní ruky. Tato protéza umožňuje otvírání a zavírání dlaně i s jednotlivými prsty. i-LIMB Hand vyniká modulární konstrukcí, kde každý prst je samostatně napájen a lze ho snadno odebrat kvůli údržbě či výměně.



Obr. 31 Robotické protéza i-Limb Ultra

V roce 2008 Touch Bionic je první společností, která nabízí komerčně dostupnou myoelektricky řízenou bionickou ruku. Společnost nabízí dvě verze, kompletně celou ruku nebo jednotlivé prsty. Obr. 31 ukazuje celou ruku i-LIMB Ultra.

2006 Otto Bock představuje Kandlbauer's bionickou ruku

Christian Kandlbauer z Austrálie je první člověk, kterému byla připojen protéza ovládaná myslí. Pacient přišel o obě paže a tak snímání signálů pro ovládání protézy se provádí v oblasti hrudníku.

2007 Dean Kamen představuje "Luke Arm"

Tato protéza se vyznačuje zajímavým přístupem k ovládání. Kromě myoelektrických signálů ze svalů, slouží k ovládání také speciální nohou kontrolovatelný joystick umístěný v botě. Protéza je navíc obohacena o taktilní senzory, které ovládají frekvenci vibrací přenášené na kůži a díky tomu má uživatel představu o síle úchopu.

2009 Projekt SmartHand představil první bionickou ruku se sensorovou odezvou

Jedná se o kompletní bionickou ruku, která díky napojení na nervové vlákna dokáže posílat taktilní informace do mozku uživatele. Více o tomto projektu v kapitole SmartHand.

5.2 SmartHand

Švédský projekt pod názvem SmartHand je jeden z největších úspěšných projektů ve vývoji bionické sensorické ruky. Projekt pod tímto jménem oficiálně skončil v lednu roku 2010, ale přinesl mnoho cenných informací a především funkční prototyp sensorické bionické ruky. Hlavním cílem bylo aplikovat neurologii k vytvoření umělé ruky, které se dokáže hýbat a především cítit jako ruka lidská. Projekt SmartHand měl jasné stanovené dílčí cíle zaměřených na vyvinutí umělé ruky: [35]

- Vývoj nervové rozhraní s možností nahrávání a stimulace, pro motorické ovládání a hmatové vnímání
- Vhodné nervové zpracování signálů k vytvoření komunikace mezi strojem a člověkem
- Studie lidí s amputovanou horní končetinou a lidí zdravých pro lepší pochopení a vývoj SmartHand
- Vývoj robotické ruky, která bude splňovat určitá mechanická kritéria jako hmotnost, rychlost a sílu.

- Vývoj umělého hmatu pro zpětnou vazbu, jemnou manipulaci,
- Vývoj systému pro trénování lidského subjektu aby se naladil na nervové rozhraní

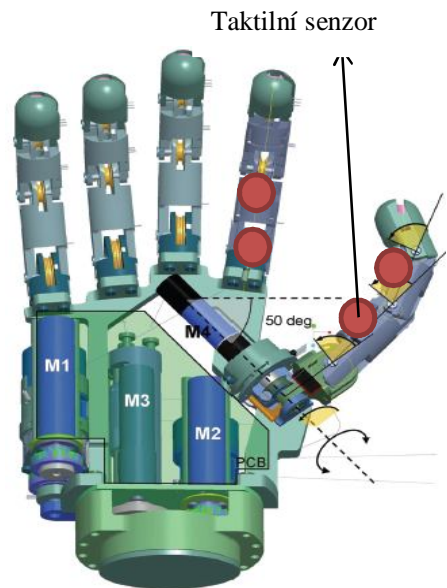
5.2.1 Technologie a funkce protézy

Skelet protézy je vyroben ze slitiny hliníku a je vybaven čtyřmi stejnosměrnými motory napájenými 12V, které jsou uloženy do dlaně protézy, viz obr. 32. Motor M1 a M4 slouží pro pohyb palce, motor M2 pro pohyb celé dlaně, motor M3 pohání prostředník a ukazovák. Prsty byly designovány tak, aby kopírovaly lidské chování.

Protéza má hmotnost 530g, což je srovnatelné s lidskou rukou. Maximální hmotnost objektu, který je ruka schopna udržet mezi prsty jsou 2 Kg. Při tomto maximálním zatížení je výstupní proud z baterie až 1,2A. Baterie jsou umístěny na předloktí aby byla minimalizována hmotnost samotné ruky a jejich kapacita činí 1,22 Ah.

Robotická ruka je vybavena celou řadou čidel, mechanismů a další potřebné elektroniky. Prsty mají v kloubních spojení uložené potenciometry pro zjišťování pohybu a úhlu natočení na základě změny odporu potenciometru prstů. Vlastní pohyb jednotlivých prstů je realizován pomocí navijákového mechanismu.

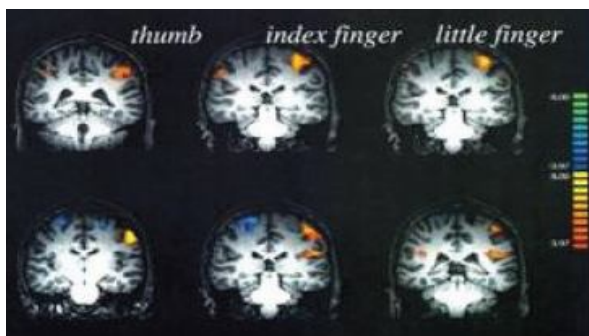
Důležitým prvkem na protéze jsou taktilní senzory, nacházejí se dva na palci a dva na ukazováku. Umístění taktilních senzorů na další prsty pro testování není nutné, úchop jde spolehlivě měřit pomocí těchto dvou prstů. Taktilní senzory použité v projektu SmartHand jsou piezorezistivní a to konkrétně mikro tenzometry, zahrnující Wheatstnovův můstek a zesilovač uložený v jednom kompaktním obvodu. Taktilní senzory, zde hrají důležitou roli nejenom pro senzorickou odezvu pro uživatele, ale také pro řízení úchopu, který je s částí inteligentní a dokáže rozpoznat tvar objektu a přizpůsobit k tomu chod prstů. Tento adaptivní úchopový mechanismus, který inteligentně řídí pohyb prstů při úchopu, uvede do pohybu nejdříve malík a bezprostředně poté další prsty. Pohyb se provádí automaticky, subjekt pouze myslí na provedení úchopu. Další funkcí je vyhodnocování prokluzu díky taktilním senzorům a automatické zvýšení úchopové síly. [32]



Obr. 32 Konstrukce protézy

5.2.2 Nervové rozhraní

Nervové rozhraní v projektu SmartHand bylo realizováno pomocí flexibilní polymerové manžetové elektrody. Stimulace nervů byla spojena s jevem nazývaným, senzoric-ká fantomová mapa. Lidé s amputovanou horní končetinou vykazují jednu zajímavou vlastnost, pokud dojde k doteku pahýlu, mají pocit, že dochází k doteku jejich neexistující ruky a to se projevuje i na aktivitě v mozku. Tato aktivita je měřitelná a zaznamenaná do mozkové mapy, viz obr. 34. Taktilní podněty na palec, ukazovák a malík byli analyzovány a jejich aktivace jednotlivých částí mozku je od sebe dobře rozlišitelná. Aferentní signály jsou díky tomuto jevu vysílány do těchto míst a umožňují přesnější senzoric-kou zpětnou odezvu. [36]

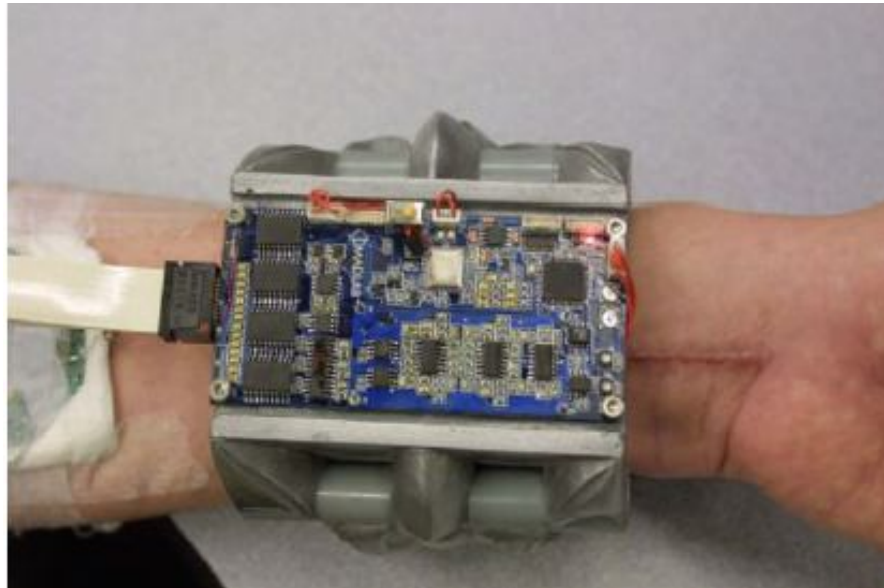


Obr. 33 Mozková aktivita příslušící jednotlivým prstům

5.3 Ostatní vědecké výzkumy

Oddělení kybernetiky na University of Reading ve velké Británii se velkou mírou podílí na zkoumání nervové stimulaci a detekci signálů. V práci [26] byl proveden experiment s mikroelektrodo-vým polem, na kterém se mimo jiných podílel slavný profesor na poli kybernetiky Kevin Warwick. Experiment vynikal tím, že byl proveden na zdravém dobrovolníkovy, kterému byla pravena mikroelektrodo-vá elektroda. Cíl projektu byl popsat obousměrnou komunikaci mezi nervovým systémem a počítačem, skrz unikátní nervové rozhraní. Dalším cílem byl otestovat nervový implantát, schopný taktilní zpětné odezvy, po delší dobu používání. Mikroelektrodo-vé pole (dále pouze MEA) bylo implantováno na mediánní nerv levé paže po dobu 96 dnů a po celou dobu se neprojevily známky infekce ani žádné další komplikace. Použité MEA bylo stejného typu, jako je uvedeno v kapitole 4.1.1.

Komunikaci a zpracování signálu mezi MEA a robotickou rukou zprostředkovává mobilní modul umístěný přímo na předloktí subjektu, viz obr. 34.



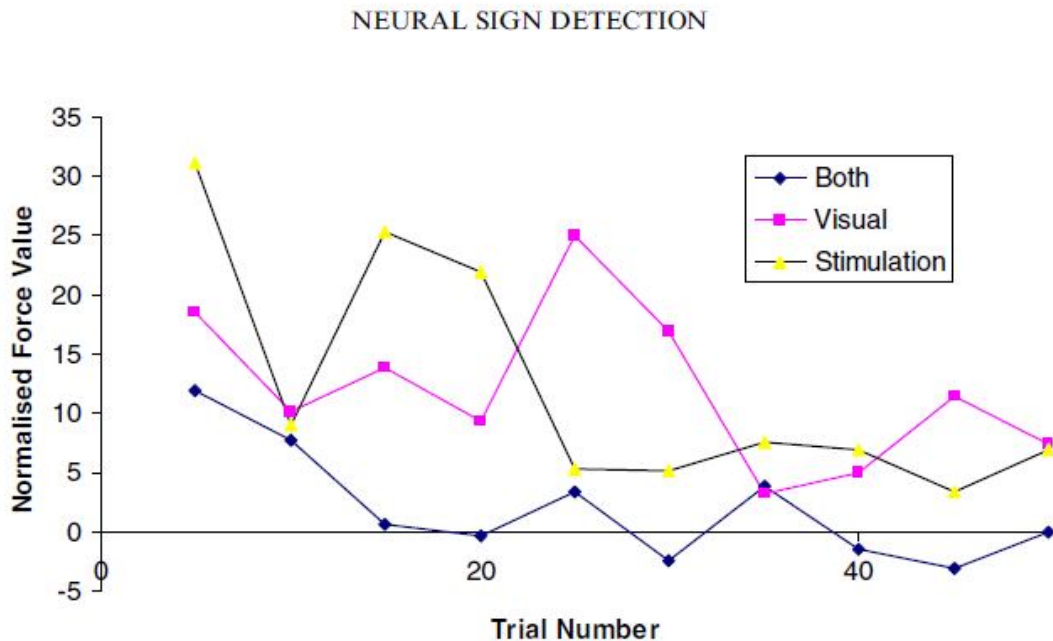
Obr. 34 Mobilní komunikační modul

Signál z elektrod je standardně multiplexován a zesílen. Ze širokého pásma frekvencí je potřeba filtrovat pouze ty, které chceme měřit, proto byl použit dvoukanálový frekvenční filtr z dolním mezním kmitočtem 250 Hz a horním mezním kmitočtem 7.5 kHz. Filtrovaný signál je dále veden do A/D převodníku s 10 bitovým rozlišením. Komunikace s robotickou rukou nebo počítačem je řešena bezdrátově. Výhodou použitého MEA je pomocí multiplexorů vybrat jednotlivé elektrody a pouze z nich měřit hodnoty nebo naopak do nich signál posílat. Prvních šest týdnů byla stimulace nervů prováděna proudem do 100 μ A. Dalšími testy se prokázalo, že 95% vnímaných signálů bylo dosaženo s proudem 80 μ A. Zajímavé je, že subjekt byl dokonce schopen od sebe rozlišit stimulaci z jedné oblasti elektrod od druhé.

Subjekt měl možnost ovládat protézu jménem SNAVE, která byla vybavena taktilními senzory schopnými detekovat smykovou i normálovou složku síly. Subjekt se naučil otevírat a zavírat robotickou ruku přičemž síla signálu nervové stimulace se zvyšovala úměrně k síle aplikované při doteku prstů. Dále byl subjekt požádán, aby se zkusil dotknout prstů s co nejjehčím dotekem a to nejdříve pouze s vizuální podporou a poté se zavřenýma očima a pouze s nervově stimulační podporou. V průběhu 10 dnů subjekt byl

schopen posoudit dotyk prstů s mnohem menší silou, když měl k dispozici vizuální i nervově stimulační podpory.

Graf. 11 ukazuje velikost aplikované síly při dotyku v závislosti na počtu pokusů. Význam taktilních sensorů zde hraje velikou roli a subjekt je díky nim schopen cítit daný předmět a zpětně ovládat sílu doteku. Experiment dokázal, že použité MEA je vysoce biokompatibilní a také předvedl obousměrnou komunikaci mezi subjektem a robotickou rukou.



Graf. 11 Aplikovaná síla při dotyku s pouze vizuální podporou, pouze s nervově stimulační podporou a oběma podporami dohromady

Dalším významným projektem v oblasti robotických protéz je práce [30]. Projekt se zaměřuje především vývojem dokonalé robotické protézy jménem CyberHand se sofistikovanými taktilními senzory. Konkrétně je zde použit taktilní sensor popsáný v kapitole 3.2.1.2, který vyniká svoji téměř lineární odezvou na všechny tři osy působící síly. V experimentu uvedeném v publikaci [31] je CyberHand neinvazivně testována na subjektech s amputovanou horní končetinou a podává zajímavé výsledky.

6 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce byla orientace v problematice lidského hmatu a možnosti jeho simulace. Pokud totiž člověk přijde o část horní končetiny, přichází také o jeden z nejdůležitějších smyslů a tím je hmat. Nahradit amputovanou končetinu pouhou kosmetickou protézou je sice nejjednodušší a nejrychlejší způsob kompenzace, ale dnešní moderní medicína se snaží vyvinout sofistikované řešení schopné zpětné taktilní odezvy. Umělý hmat je velice komplexní problém, zahrnující několik vědních oborů a je nutno popsat a vyřešit řadu dílčích úkolů.

První část práce je věnována lidskému hmatu a popisu jeho funkce. Tato část je věnována kožním receptorům, protože pro vývoj umělého hmatu je podstatné znát jakým způsobem je vyvolán akční potenciál při dotyku. Dále je zde uveden princip kódování a šíření taktilní informace do centrální nervové soustavy.

Stěžejní roli v problematice umělého hmatu hrají taktilní senzory, které dokáží detekovat dotek a jeho sílu. Další část je věnována výběru vhodných taktilních senzorů pro umělý hmat a ukázce jednotlivých technologií. Robotická protéza má být schopna zaznamenat prokluz, a proto byl kladen důraz na moderní taktilní senzory schopné detekovat všechny tři axiální síly působící na senzor.

Další část je zaměřena na možnosti připojení speciálních elektrod na nervové svazky, provádění analýz eferentních signálů a nervovou stimulaci. Poslední část obsahuje přehled dosavadních výsledků a popis vybraných výzkumů.

Největším úskalím této problematiky je lidské tělo a mozek. Velikost dnešních elektrod je pořád stále moc velká, a tak v současné době není možné připojit se a stimulovat nervové vlákno, které přesně potřebujeme. Dále taktilní senzory stále nejsou tak dokonalé, aby simulovaly schopnosti lidského hmatu. Řešení do budoucna je možné vidět v použití nanotechnologií, které by mohly výzkum posunout dále.

Umělý hmat je široké téma a pro veřejnost poměrně neznámé. Snaha této práce byla poskytnout náhled na jednotlivé části této problematiky a představit velice zajímavé experimenty, které se problematikou zabývají.

7 LITERATURA

- [1] NAJARIAN, S., DARGAHI, J., MEHRIZI, A.A. *Artificial tactile sensing in biomedical engineering*. New York: McGraw-Hill, c2009, 242 s. McGraw-Hill biophotonics. ISBN 00-716-0151-1.
- [2] KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2011, 235 s. ISBN 9788072626182.
- [3] MOUREK, J. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. ISBN 978-802-4711-904.
- [4] KITTNAR, O. *Vnitřní lékařství*. Praha, 2007, s. 477-482.
- [5] SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, 435 s. ISBN 80-247-0630.
- [6] PUGH, Ed. by Alan. *Robot sensors: Tactile and non-vision*. Bedford: IFS (Publications), 1986. ISBN 978-354-0161-264.
- [7] VOLF, J. *Profesorské přednášky. Taktilní sensory a jejich využití v robotice a biomechanice*. Vydavatelství ČVUT. Praha 2008. ISBN 978-80-01-04082-9
- [8] LEE, M.H., NICHOLLS, H.R. *Review Article Tactile sensing for mechatronics - a state of the art survey*. Mechatronics. 1999, s. 1-31. ISSN 09574158.
- [9] Volf, J. *Evaluation methods of tactile information*. Elektrotechnický časopis, Vol.43(1992), s. 23-25 ISSN 0013-578X.
- [10] VOLF, J. *Taktilní senzory pro automatizaci*. Automa. 2008.
- [11] NEDĚLA, R. *Snímání taktilní informace a její zpracování v biomedicíně*. Diplomová práce. ČVUT, 2006
- [12] OLIVA, J. *Snímání taktilní informace za účelem použití v biologických systémech*. Disertační práce. ČVUT, 2009
- [13] FRADEN, J. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, 2010, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6
- [14] DARGAHI, J., NAJARIAN, S. *Human tactile perception as a standard for artificial tactile sensing - a review*. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. 2004, vol.1, no.1, ISSN 1478-5951.

- [15] LEE, M.H. *Tactile sensing: New directions, new challenges*. The International Journal of Robotics Research. 2000. vol.19, no.7, s. 636-643
- [16] YOUSEF, H., BOUKALLEL, M. – ALTHOEFER, K. *Tactile sensing for dexterous in-hand manipulation in robotics - a review*. Sensors and Actuators A: Physical. 2011, vol.167, no.2, s. 171-187. ISSN 09244247.
- [17] DĚD, P. *Měření a zpracování biomechanických signálů*. Disertační práce. ČZU, 2010
- [18] KWON, H.J., KIM, J.H., CHOI, W.C. *Development of a flexible three-axial tactile sensor array for a robotic finger*. Microsystem Technologies. 2011, vol. 17, no. 12 s. 1721-1726. ISSN 0946-7076
- [19] HO, V.A., et al. *Analysis of Sliding of a Soft Fingertip Embedded with a Novel Micro Force/Moment Sensor: Simulation, Experiment, and Application*. IEEE International Conference on Robotics and Automation-ICRA. 2009, s 1757 – 1762
- [20] BECCAI, L., et al. *Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications*. Sensors and Actuators A: Physical. 2005, vol.120, no.2, s. 370-382. ISSN 09244247
- [21] CHENG, M.Y., et al. *The development of a highly twistable tactile sensing array with stretchable helical electrodes*. Sensors and Actuators A: Physical. 2011, vol.166, no.2, s. 226-233. ISSN 09244247
- [22] LEE, H.K., et al. *Real-time measurement of the three-axis contact force distribution using a flexible capacitive polymer tactile sensor*. Journal of Micromechanics and Microengineering. 2011, vol.21, no.3, ISSN 0960-1317.
- [23] HOSODA, KTADA, Y., ASADA, M. *Anthropomorphic robotic soft fingertip with randomly distributed receptors*. Robotics and Autonomous Systems. 2006, vol.54, no.2, s. 104-109. ISSN 09218890
- [24] ROSSINI, P., et al. *Double nerve intraneural interface implant on a human amputee for robotic hand control*. Clinical Neurophysiology. 2010, s. 777-783. ISSN 13882457.
- [25] CAMERON, T.CH. *Electrical components for fully implantable neural recording system*. Thesis. The University of Utah, 2003

- [26] GASSON, M. et al. *Invasive neural prosthesis for neural signal detection and nerve stimulation*. International Journal of Adaptive Control and Signal Processing. 2005. ISSN 0890-6327
- [27] VALDERRAMA GONZALES, G.D. *a Study into the Peripheral Nervous System to Control a Prosthetic Hand*. Cybernetic of System Engineering. 2006
- [28] KORIVI, N.S., AJMERA, P.K. *Clip-on micro-cuff electrode for neural stimulation and recording*. Sensors and Actuators B: Chemical. 2011, vol.160, no.1, s. 1514-1519. ISSN 09254005.
- [29] MERLO, M.W., et al. *Microelectrode arrays fabricated using a novel hybrid microfabrication method*. Biomedical Microdevices. 2012, vol.14, no.1, s. 193-205. ISSN 1387-2176.
- [30] CARROZZA, M.C., et al. *Design of a cybernetic hand for perception and action*. Biological Cybernetics. 2006, vol.95, no.6, s. 629-644. ISSN 0340-1200.
- [31] ROSEN, B., et al. *Referral of sensation to an advanced humanoid robotic hand prosthesis*. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery. s. 1-7. ISSN 0284-4311.
- [32] CIPRIANI, CH., CONTROZZI, M., CARROZZA, M.CH, *The SmartHand transradial prosthesis*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2011, vol. 8, no. 1, s. 29. ISSN 1743-0003.
- [33] *Electrode arrays* [online]. [cit. 30.3.2012]. dostupne z: <http://www.li-bachman.net>
- [34] *'Next Nature' Hands: 13 MILESTONES* [online]. [cit. 30.3.2012]. dostupne z: <http://www.handresearch.com/>
- [35] *SmartHand newsletter1* [online]. [cit. 30.3.2012]. dostupné z: http://www.elmat.lth.se/~smarhand/smarhand_newsletter_1.pdf
- [36] *SmartHand newsletter2* [online]. [cit. 30.3.2012]. dostupné z: http://www.elmat.lth.se/~smarhand/smarhand_newsletter_2.pdf

Seznam obrázků

Obr. 1 Funkce detekované hmatem: (a) teplotní citlivost (b) drsnost povrchu (c) pocit skluzu (d) pocit tvrdosti [1]

Obr. 2 Kožní mechanoreceptory

Obr. 3 První krok transformačního procesu, mechanický stimul deformuje receptor [1]

Obr. 4 Druhý krok, putování iontů způsobující depolarizaci receptoru a vznik akčního potenciálu [1]

Obr. 5 (a) Mechanismus, který odděluje různé informace na jedné lince (b) přenos jednotlivých potenciálů v lidském taktilním systému [1]

Obr. 6 (a) Statický senzor (b) Dynamický senzor [1]

Obr. 7 Integrace křemíkové flexibilní matice do textilie [16]

Obr. 8 Křemíková flexibilní "kůže" omotaná kolem hliníkového bloku o průměru 12,7mm [16]

Obr. 9 Konstrukce membránového senzoru s tenzometry [16]

Obr. 10 Taktilní matice a její jednotlivé senzory [18]

Obr. 11 Měkká polyuretanová polokoule se senzorem (vlevo) a ukázka její deformace (vpravo) [19]

Obr. 12 Konstrukce senzoru [20]

Obr. 13 Analýza MKP provedená programem ANSYS 5.7, aplikovaný tlak 0.329 Mpa [20]

Obr. 14 Flexibilní 2 x 2 matice [20]

Obr. 15 Detail flexibilní spirálovité elektrody [21]

Obr. 16 Vodivý polymer s připojenými elektrodami a jeho reakce na působící sílu [21]

Obr. 17 Flexibilní taktilní matice s vodivými polymery [21]

Obr. 18 Zjednodušené schéma senzoru FSR [7]

Obr. 19 Taktilní jednotka kapacitního senzoru [22]

Obr. 20 Princip jedné taktilní kapacitní jednotky při působení sil [22]

Obr. 21 Umělý prst s piezoelektrickými senzory a tenzometry [23]

Obr. 22 Princip maticového mikroohybového senzoru [17]

Obr. 23 Senzor je vzájemnou optickou vazbou [17]

Obr. 24 Vylepšená elektrodová matice USEA [26]

Obr. 25 Mikroelektrodové pole, typ UEA [32]

Obr. 26 Mikroelektrodové pole v podobě tyčinky [29]

Obr. 27 Mikromanžeta, typ clip-on [28]

Obr. 28 Implementace elektrody tf-LIFE4 system (a) mikroskopický záběr z operace (b) znázornění nervového zakončení a připojené elektrody [24]

Obr. 29 Umístění mediánního a ulnárního nervového svazku v paži [<http://www.chiro.org>]

Obr. 30 Aferetní stimulace [24]

Obr. 31 Robotické protéza i-Limb Ultra [33]

Obr. 32 Konstrukce protézy [33]

Obr. 33 Mozková aktivita příslušící jednotlivým prstům [35]

Obr. 34 Mobilní komunikační modul [26]

Seznam tabulek

Tab. 1 Receptory somatosenzorického systému

Tab. 2 Somatosenzorický systém

Tab. 3 Konstrukční kritéria dle Harmona

Tab. 4 Senzorické specifikace špičky prstu lidské ruky

Seznam grafů

Graf. 1 Efekt mechanického podnětu na akčním potenciálu [1]

Graf. 2 Kalibrační křivka [13]

Graf. 3 Přenosová funkce s hysterezí [13]

Graf. 4 Chyba opakování, stejný výstupní signál S1 koresponduje dvěma různým vstupním signálům [13]

Graf. 5 (a) Doba odezvy (b) Doba úpadku [13]

Graf. 6 Charakteristika výstupního signálu [20]

Graf. 7 Výstupní charakteristika naměřeného elektrického odporu [21]

Graf. 8 Charakteristika senzoru FSR [17]

Graf. 9 Průběh změny kapacity při zatěžování jednotlivých kondenzátorů. (a) - smyková síla, (b) - normálová síla [22]

Graf. 10 Výsledek kombinace stisku a pohybu umělého prstu po povrchu jednotlivých materiálů [23]

Graf. 11 Aplikovaná síla při dotyku s pouze vizuální podporou, pouze s nervově stimulační podporou a oběma podporami dohromady [26]