

# OPTIČNA PINCETA

JAKA GODEC

Fakulteta za matematiko in fiziko  
Univerza v Ljubljani

Optična pinceta je naprava, ki se uporablja za postavitev in premikanje optičnih pasti, v katere se ujamejo majhni delci, in za merjenje sil na ujetih delcih. To omogoča zelo natančne raziskave v bioloških sistemih, pa tudi na drugih področjih. V članku je predstavljen nastanek in delovanje optičnih pasti, konstrukcija optične pincete ter nekaj primerov raziskav, izvedenih z optično pinceto.

## OPTICAL TWEEZERS

Optical tweezers are scientific instruments used for optical trapping and manipulation of small particles, as well as measuring the forces acting on the trapped particles. Besides allowing very precise measurements in biological systems, they are often used in other fields of research. In this article the theory of optical traps and the setup of optical tweezers are described and some examples of research using optical tweezers are given.

### 1. Uvod

Če pomislimo, da imajo fotoni gibalno količino, se zdi povsem smiselno, da svetloba na telesa lahko deluje s silo. To je ugotovil že Kepler leta 1619, ko je opazoval smeri repov kometov, ki so bili vedno obrnjeni stran od sonca. Kljub temu pa so bile prve meritve mehanskega vpliva svetlobe na makroskopska telesa izvedene šele v 20. stoletju. Takrat ni bilo videti, da bi bile optične sile res uporabne, saj so bistveno premajhne, da bi imele velik vpliv v vsakdanjem svetu [1].

To se je spremenilo z izumom laserja leta 1960, saj je bilo z njim mogoče ustvariti primerne snope svetlobe. Prvi, ki je opazil vpliv laserskega snopa na mikrometrске delce, je bil ameriški fizik Arthur Ashkin, ki je leta 1986 delce tudi prvi ujel v optične pasti in jih premikal [2]. Tako se je razvila optična pinceta, kot jo poznamo danes, in postala nepogrešljiv element marsikaterega laboratorija. Z njeno pomočjo lahko mikrometrске delce premikamo in hkrati merimo sile, ki delujejo nanje. Uporablja se predvsem za raziskave v biologiji in biofiziki, saj so sile, ki jih občutijo delci v optični pasti (v praksi se gibljejo med  $10^{-9}$  N in  $10^{-12}$  N) relevantne na mikrometrski skali. Optična pinceta pa je primerno orodje tudi za raziskave v spektroskopiji, nanotehnologiji, statistični fiziki in fiziki mehke snovi [3].

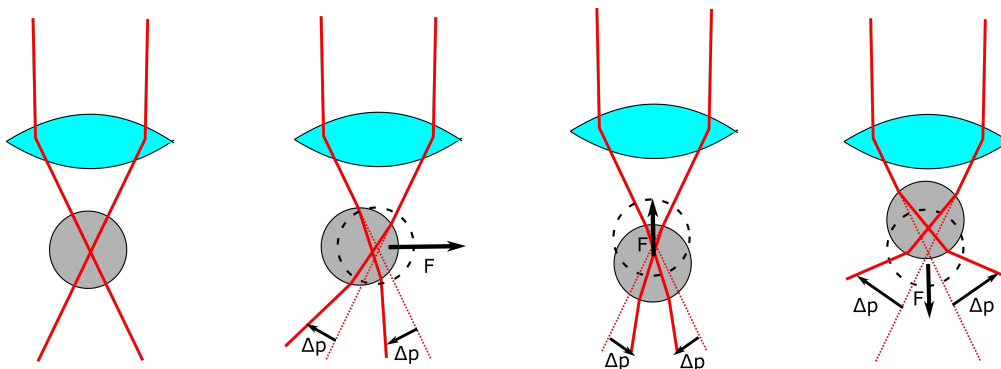
### 2. Teoretično ozadje optičnih pasti

Sile, s katerimi svetloba deluje na delec, so posledica sipanja. Kljub temu, da poznamo rešitve za sipanje elektromagnetnega valovanja v preprostih geometrijah, za opis optične pincete ponavadi uporabimo približke [4]. Pri tem moramo upoštevati, v katerem režimu se nahajamo: če je valovna dolžina vpadnega valovanja veliko manjša od dimenzije delca, uporabimo geometrijsko optiko. Ko je valovna dolžina veliko večja od dimenzije delca (temu pravimo tudi Rayleighov režim), pa delec obravnavamo kot dipol. V naslednjih podpoglavjih si bomo ogledali, kako optične sile ohranjajo delec v stabilnem ravnovesju na optični osi – temu pravimo optična past. V praksi jih uporabljamo tudi za premikanje ujetih delcev: izpeljave, ki vodijo do opisa optičnih pasti, se nanašajo na statične primere, ampak veljajo tudi, če past dovolj počasi premikamo [1].

## 2.1 Geometrijska optika

Predpostavimo, da na delec, ki ga obravnavamo kot dielektrično kroglo, vpada veliko število žarkov pod različnimi koti. Vsakemu žarku lahko pripišemo gibalno količino, ki je sorazmerna z njegovo močjo in kaže v smeri širjenja žarka [1]. Ob padcu na kroglo se žarek delno odbije, delno pa prepusti – količini odbitega in prepuščenega valovanja opisujejo Fresnelove enačbe, odvisni sta od lomnega količnika delca in okolice, vpadnega kota žarka ter njegove polarizacije. Prepuščeno valovanje se znotraj delca lomi po lomnem zakonu, s tem pa se spremeni smer njegove gibalne količine. Ko spet pride do roba delca, se del znova odbije, del pa prepusti. Z delom valovanja, ki se odbije nazaj v notranjost delca, se zgodba ponavlja in v splošnem bi morali upoštevati vse nadaljne lome in odboje [1].

Izkaže se, da je dober približek že, če upoštevamo le prva dva prehoda meje med delcem in okolico – torej vstop žarka v snov in izstop na drugi strani. Če zanemarimo še odboja na obeh plasteh in upoštevamo le lom, žarek pri prehodu skozi snov le spremeni smer gibalne količine, delec pa čuti silo v nasprotni smeri, kot je skicirano na sliki 1. Pri tem je pomembno, da ima snov, iz katere je delec, večji lomni količnik od okolice. Če je manjši, se žarek lomi drugače, zato se njegova gibalna količina spremeni v obratni smeri in potiska delec v stran od optične osi. [1].



Slika 1. Svetloba po prehodu skozi delec spremeni smer gibalne količine, zato delec občuti silo v nasprotni smeri.

Ko se delec nahaja na optični osi svetlobnega snopa, nanj še vedno deluje sila v smeri optične osi – ta je posledica odboja žarka na površini delca, imenujemo jo sipalna sila oziroma fotonski tlak. Njen vpliv lahko izničimo na dva načina: prvi je ta, da pošljemo enak snop žarkov v nasprotni smeri, tako da se sipalni sili obeh snopov izničita. Pri drugem načinu, ki ga pogosto uporabimo pri optični pinceti, pa uporabimo širok snop vzporednih žarkov (kolimiran snop), ki ga pošljemo skozi zbiralno lečo z veliko numerično aperturo. Numerična apertura leče je sorazmerna z lomnim količnikom snovi, v kateri se nahaja gorišče in sinusom največjega kota, pod katerim se žarki lomijo:  $NA = n \sin \theta_{max}$ . Zaradi tega nekateri od žarkov padejo na delec pod zelo velikim kotom in uravnesijo sipalno silo, kot je prikazano na sliki 1. Tako dobimo točko, v kateri je delec v stabilnem ravnovesju v vseh treh dimenzijah – ustvarili smo optično past. Če jo dovolj počasi premikamo, se bo ujet delec znotraj vzorca premikal skupaj z njo [1].

## 2.2 Dipolni približek

Če je valovna dolžina svetlobe zelo velika v primerjavi z dimenzijo delca, delec opišemo kot dipol. V elektromagnetnem polju na naboje deluje Lorentzova sila  $\mathbf{F} = e(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B})$  [1], dipol pa je sestavljen iz pozitivnega in negativnega naboja, ki ju povezuje vektor  $\mathbf{d}$ . Če polje v okolici dipola razvijemo po Taylorju in uvedemo električni dipolni moment  $\mathbf{p}_e = e\mathbf{d}$ , kjer je  $e$  velikost naboja, se Lorentzova

sila prevede v

$$\mathbf{F} = (\mathbf{p}_e \cdot \nabla)\mathbf{E} + \frac{d\mathbf{p}_e}{dt} \times \mathbf{B}. \quad (1)$$

Ker je delec dielektrik, je dipol v resnici inducirani - predpostavimo lahko, da je zveza med jakostjo električnega polja  $\mathbf{E}$  in električnim dipolnim momentom linearna,  $\mathbf{p}_e = \alpha\mathbf{E}$ . Koeficient  $\alpha$  imenujemo polarizabilnost in bi ga s pomočjo robnih pogojev za Maxwelllove enačbe lahko enostavno izračunali, izkaže pa se, da je enak [1]

$$\alpha = 3V\varepsilon_0 \frac{n_d^2 - n_m^2}{n_d^2 + 2n_m^2}. \quad (2)$$

Pri tem je  $\varepsilon_0$  dielektrična konstanta,  $V = 4\pi R^3/3$  prostornina delca,  $n_d$  njegov lomni količnik in  $n_m$  lomni količnik medija, v katerem se nahaja. Zadnji zvezi pravimo tudi Clausius-Mossottijeva polarizabilnost. Sila na takšen dipol je torej enaka

$$\mathbf{F} = \alpha \left( (\mathbf{E} \cdot \nabla)\mathbf{E} + \frac{d\mathbf{E}}{dt} \times \mathbf{B} \right). \quad (3)$$

Sedaj upoštevamo vektorsko identiteto  $(\mathbf{E} \cdot \nabla)\mathbf{E} = \nabla(\frac{1}{2}E^2) - \mathbf{E} \times (\nabla \times \mathbf{E})$  in Maxwellovo enačbo  $\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{d\mathbf{B}}{dt}$  ter prepišemo zgornjo enačbo v

$$\mathbf{F} = \alpha \left( \nabla \left( \frac{1}{2}E^2 \right) - \mathbf{E} \times (\nabla \times \mathbf{E}) + \frac{d\mathbf{E}}{dt} \times \mathbf{B} \right) = \frac{\alpha}{2} \nabla E^2 + \alpha \frac{d}{dt} (\mathbf{E} \times \mathbf{B}). \quad (4)$$

Drugi člen zadnje enačbe je sorazmeren z odvodom Poyntingovega vektorja  $\mathbf{S} = \frac{1}{\mu_0} \mathbf{E} \times \mathbf{B}$ . Ta je enak gostoti energijskega toka, za katero lahko predpostavimo, da se s časom ne spreminja. Tako je odvod enak 0 in ostane le prvi člen – sila je sorazmerna z gradientom kvadrata velikosti jakosti električnega polja, oziroma gradientom intenzitete svetlobe.

Intenzitetni profil laserskega snopa je tipično Gaussovski, znan tudi kot TEM<sub>00</sub>. Krajevna odvisnost velikosti jakosti električnega polja, izražena v cilindričnih koordinatah, je torej oblike

$$E(r, z) = E_0 \frac{w_0}{w(z)} \exp\left(-\frac{r^2}{w(z)^2}\right). \quad (5)$$

Pri tem  $w(z)$  predstavlja spreminjajočo se širino snopa, ki ima pri  $z = 0$  vrednost  $w_0$ . Kot smo pokazali prej, je sila enaka gradientu  $\alpha E^2/2$ , zato v radialni smeri pri  $z = 0$  dobimo

$$F_r = \frac{1}{2} \alpha \frac{\partial}{\partial r} E^2(r, 0) = \frac{\alpha}{2} E_0^2 \exp\left(-\frac{2r^2}{w_0^2}\right) \left(-\frac{4r}{w_0^2}\right). \quad (6)$$

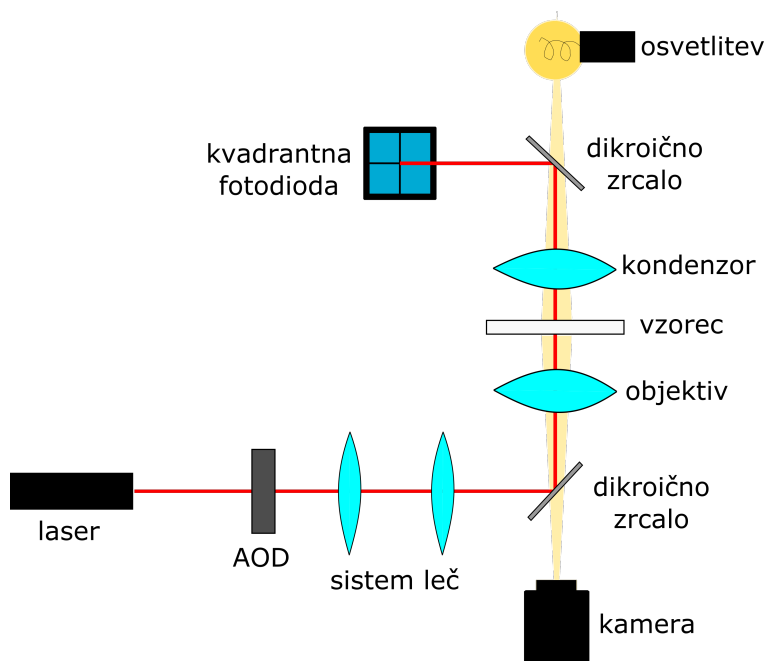
Delec bomo znova poskusili ujeti v stabilno ravnovesje na optični osi. Ker je snop bistveno širši od odmikov delca v radialni smeri, ki nas zanimajo, lahko eksponentno funkcijo razvijemo po Taylorju okoli  $r = 0$ , pri tem pa zadošča že ničti red. Tako dobimo

$$F_r \approx -2\alpha E_0^2 \frac{r}{w_0^2} = -6V \frac{n_d^2 - n_m^2}{n_d^2 + 2n_m^2} \left( \frac{2Pn_m}{\pi w_0^2 c_0} \right) \frac{r}{w_0^2}, \quad (7)$$

kjer smo v zadnji enakosti vstavili prej izračunano polarizabilnost in izrazili  $E_0^2$  z močjo snopa  $P$ . V enačbi prepoznamo značilno obliko Hookovega zakona,  $F_r = -kr$ . Koeficient  $k$  ustreza koeficientu vzmeti in predstavlja trdoto optične pasti, opazimo pa, da je ključen parameter zanj razlika lomnih količnikov delca in medija, ki ga obkroža. Podobno kot pri geometrijski optiki v primeru, ko je lomni količnik medija manjši od lomnega količnika okolice, ne bi dobili sile, ki delec vrača v ravnovesje. Tudi v nadaljevanju bomo predpostavili, da je optična past v resnici klasični harmonski potencial, oziroma da na ujet delec deluje kot vzmet. Za ravnovesje vzdolž optične osi poskrbi spreminjanje širine snopa  $w(z)$ , silo v tej smeri pa prav tako aproksimiramo z vzmetjo [5].

### 3. Postavitev optične pincete

Optična pinceta je sestavljena iz dveh delov: mikroskopa, preko katerega lahko vzorec opazujemo in laserskega sistema, ki v vzorcu ustvari optično past. Postavitev je prikazana na sliki 2.



Slika 2. Postavitev optične pincete.

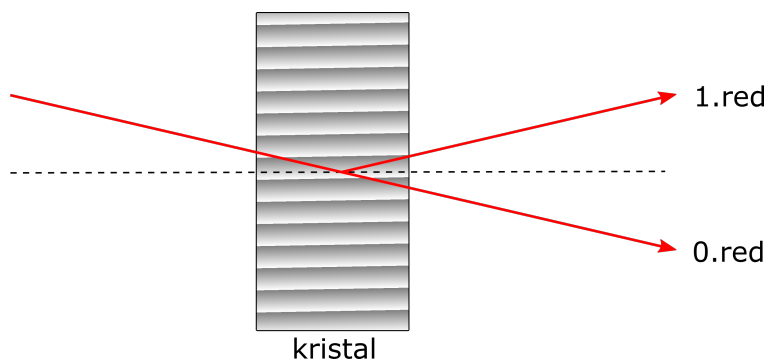
Mikroskop je za razliko od navadnega mikroskopa, ki ga poznamo iz srednješolske biologije, obrnjen na glavo. Pri takem invertnem mikroskopu je osvetlitev zgoraj, nato gre vidna bela svetloba skozi kondenzor do vzorca, njegovo sliko pa poveča objektiv. Vzorec opazujemo s pomočjo kamere, povezane z računalnikom [1].

Za optično past ponavadi uporabimo laser z valovno dolžino 1064 nm, ki je v infrardečem delu spektra. To je zaželeno, saj se tam v bioloških vzorcih najmanj svetlobe absorbira in se zato ne poškodujejo. Past bomo ustvarili že, če je moč laserja med 10 in 100 mW. Lahko uporabimo tudi močnejši laser in njegovo moč uravnavamo z optičnimi elementi (polarizatorji). Močnejša svetloba seveda pomeni trdnejšo past oziroma večji koeficient vzmeti, s katero aproksimiramo past. Laserski snop najprej potuje skozi akusto-optični deflektor (AOD), ki se mu bom posvetil kasneje, nato pa še skozi sistem leč. Ta poskrbi, da je snop ne glede na vpadni kot fokusiran na objektiv v isti točki – gorišču druge leče. Pred objektivom se snop odbije še na dikroičnem zrcalu: slednje prepušča vidno svetlobo, infrardečo pa odbije. Njegova naloga je, da laserski snop usmeri proti objektivu. Ta ima vlogo zbiralne leče z veliko numerično aperturo, ki zbere žarke v gorišču znotraj vzorca in tako ustvari optično past [1].

#### 3.1 Krmiljenje snopa

Če želimo optično past premikati po vzorcu, moramo spreminjati kot, pod katerim laserski snop pade na objektiv. To lahko dosežemo s premikanjem leč in z vrtenjem zrcal na poti snopa: tako ga zvezno usmerjamo v vseh treh dimenzijah. Bolj praktičen način za krmiljenje snopa je uporaba akusto-optičnega deflektorja: to je kristal, v katerem vzpostavimo stoječe zvočno valovanje. Nastale

zgoščine in razredčine delujejo kot uklonska mrežica. Žarki v snopu se posledično po prehodu skozi kristal uklonijo pod nekim kotom, ki ga lahko zelo natančno spreminjamo s frekvenco vzbujevanja zvočnega vala. Pri tem smo lahko tako natančni, da se optična past premakne za manj kot nanometer. Skica delovanja akusto-optičnega deflektorja je prikazana na sliki 3: deflektor je postavljen tako, da za past uporabimo prvi red uklona. Z enim deflektorjem lahko past premikamo vzdolž ene osi, zato imamo ponavadi dva, ki sta med seboj pravokotna. To nam omogoča, da past poljubno premikamo v ravnini, pravokotni na optično os, ne moremo pa je premikati vzdolž le te [1].



Slika 3. Delovanje akusto-optičnega deflektorja. Za optično past uporabimo prvi red uklona.

S pomočjo akusto-optičnega deflektorja lahko v enem vzorcu vzpostavimo tudi več pasti. Ne moremo jih res vzpostaviti sočasno, lahko pa zelo hitro spreminjamo lokacijo ene pasti. Past je tako na nekem mestu vklopljena le kratek čas, potem pa jo prestavimo drugam. Delec, ki je bil do takrat ujet v pasti, se začne premikati pod vplivom Brownovega gibanja, past pa se mora vrniti v dovolj kratkem času, da se delec ne premakne izven položaja pasti [1].

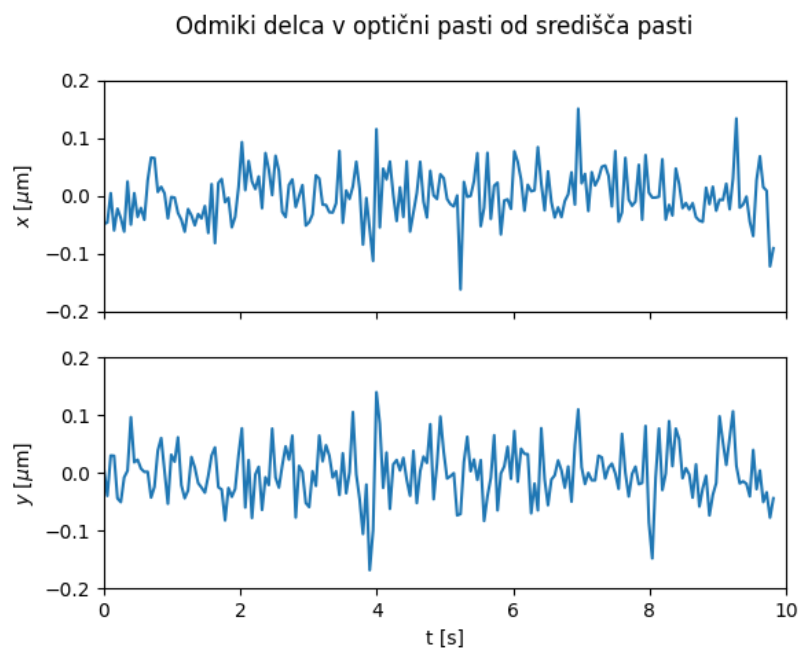
#### 4. Zajemanje podatkov in merjenje sil

Optično past si predstavljamo kot harmonski potencial. Sila, s katero past deluje na ujeti delec, je torej sorazmerna z odmikom delca iz središča pasti, da jo izračunamo, pa moramo znati ta odmik izmeriti in poznati koeficient pasti. Primer meritve odmikov v odvisnosti od časa je prikazan na sliki 4. Za preproste raziskave je dovolj, da lego delca analiziramo s pomočjo kamere, ki smo jo spoznali že na sliki 2. Z računalniškim programom lahko odčitamo položaj delca v posameznih slikah, teh pa kamera naredi okoli sto na sekundo [1].

V primerih, ko potrebujemo meritve z višjo frekvenco, laserski snop po prehodu skozi vzorec s pomočjo drugega dikroičnega zrcala usmerimo na kvadrantno fotodiodo (kratica QPD - angl. *quadrant position detector*). To je merilna naprava, sestavljena iz štirih enakih fotodiod, razvrščenih po kvadrantih. Ko nanje pade svetloba, poženejo električni tok, ki ga lahko zelo natančno izmerimo in je sorazmeren z intenziteto svetlobe na posameznem kvadrantu. Ko se premakne delec v pasti, se premakne tudi njegova senca na detektorju (oziroma točka, v kateri snop zadane detektor). Sorazmerje med premikoma je za majhne odmike delca iz optične osi linearno [1].

Za določitev koeficienta pasti poznamo več metod, najpreprostejša od njih izkorišča Boltzmannovo porazdelitev. Če opazujemo ujet delec v eni dimenziji, vemo, da je enodimenzionalna verjetnostna gostota  $\rho(x)$ , ki opisuje njegovo lego  $x$  v potencialu optične pasti  $U(x)$ , sorazmerna z Boltzmannovim faktorjem,

$$\rho(x) = \rho_0 \exp\left(-\frac{U(x)}{k_B T}\right). \quad (8)$$



**Slika 4.** Odmiki delca, ujetega v optični pasti. Na delec ne delujejo zunanje sile, naključno gibanje je le posledica Brownovega gibanja. Vir meritev: Laboratorij za eksperimentalno fiziko mehke snovi, FMF UL.

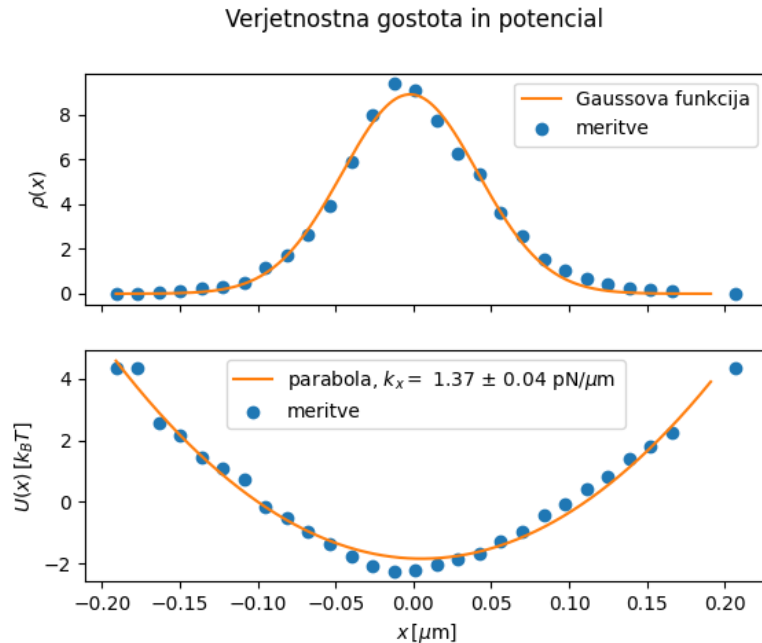
Pri tem je  $k_B$  Boltzmannova konstanta in  $T$  temperatura. Če enačbo obrnemo, dobimo izraz za potencial,

$$U(x) = -k_B T \log \left( \frac{\rho(x)}{\rho_0} \right). \quad (9)$$

Ko izvedemo veliko meritev lege delca, jih normaliziramo (faktor  $\rho_0$ ) in uredimo v histogram, nam ta predstavlja verjetnostno gostoto. S pomočjo tega lahko izračunamo potencial. Ponavadi predpostavimo, da gre za harmonski potencial in s prilagajanjem parabole nanj določimo koeficient pasti, kar je prikazano na sliki 5 – tipična vrednost koeficienta je reda velikosti  $\text{pN}/\mu\text{m}$  [3].

## 5. Uporaba in raziskave

Optična pinceta je zelo uporabno orodje za biofizikalne raziskave, saj so ravno v bioloških vzorcih najpomembnejše sile velikosti okoli  $10^{-12}$  N in prav take lahko z optično pinceto tudi uspešno izmerimo. To ponavadi naredimo tako, da nasprotna konca strukture, ki jo želimo analizirati (celica, makromolekula ali kaj podobnega) pritrdimo na stekleni kroglici, ki ju ujamemo v optični pasti. Eno past držimo pri miru, drugo pa počasi, a s konstantno hitrostjo odmikamo. Stekleni kroglici se še vedno nahajata v pasteh, a se zaradi sile, s katero nanju deluje raztegnjena struktura, odmakneta iz središča pasti. Ker kroglici mirujeta, je sila, s katero je napeta struktura, enaka sili, s katero past deluje na posamezno kroglico. Slednjo znamo določiti, kot smo pokazali v prejšnjem poglavju. Na tak način so v preteklosti izmerili elastične in reološke lastnosti različnih vrst celic, sile pri zvijanju in odvijanju makromolekul in delovanje molekulskih motorjev [6], optične pasti pa so uporabne tudi v nanotehnologiji, za raziskave v statistični fiziki in na drugih področjih [3].



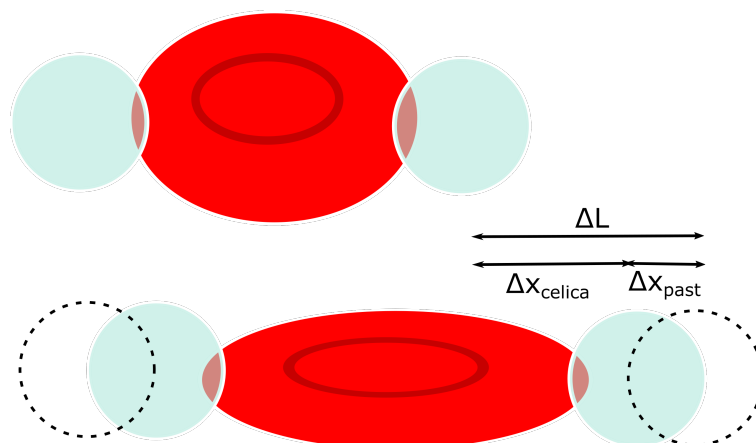
**Slika 5.** Iz meritev leg delca izračunamo histogram, na katerega prilagodimo Gaussovo funkcijo. Nato iz tega izračunamo potencial nanj in prilagodimo parabolo. Harmonski potencial je seveda le približek.

### 5.1 Mehanske lastnosti rdečih krvničk in drugih celic

Rdeče krvne celice oziroma eritrociti so ključne pri oskrbi človeškega telesa s kisikom. Imajo obliko diska s premerom med 6 in  $8 \mu\text{m}$  ter debelino okoli  $2 \mu\text{m}$ . Sestavljene so iz celične membrane, znotraj katere je raztopina hemoglobina. Ključno pri njih je, da so zelo elastične, saj morajo doseči tudi kapilare, ki so lahko ožje od njihovega premera [6].

Njihove elastične lastnosti, pa tudi elastične lastnosti drugih celic [7], lahko izmerimo s pomočjo optične pincete. Meritev poteka po prej opisanem postopku: nasprotna konca celice pritrdimo na mikrometrski stekleni kroglici in vsako od njiju ujamemo v optično past, ali pa en konec pritrdimo na mirujoč objekt (mikropipeto) in drugega na kroglico v pasti. Nato past premikamo in izmerimo raztezek celice v odvisnosti od sile, s katero jo raztegujemo. Mehanizem poskusa je prikazan na sliki 6: ko past premaknemo za razdaljo  $\Delta L$ , se celica raztegne. Sprememba dolžine celice je enaka razdalji med lego steklene kroglice (modra) pred in po premiku pasti in je označena z  $\Delta x_{\text{celica}}$ , silo pa izračunamo iz odmika kroglice iz središča pasti  $\Delta x_{\text{past}}$ . S pomočjo teh meritev lahko izračunamo elastične koeficiente celic. Elastičnost rdečih krvnih celic je lahko ključna razlika med zdravimi in obolelimi celicami – tako lahko odkrijemo prisotnost nekaterih bolezni v krvi, na primer srpastocelične anemije [6]. Celice lahko postanejo manj elastične tudi pod vplivom oksidativnega stresa, ki je glavni vzrok za pojav Parkinsonove bolezni – posledično bi lahko hitro odkrivali potencialne bolnike preko analize elastičnosti rdečih krvnih celic [8].

Slabost pri raziskavah celic z optično pinceto je predvsem ta, da ponavadi potekajo izven živega organizma, zato se celice obnašajo drugače, kot se sicer znotraj organizma. Da bi jih lahko analizirali v živem tkivu, bi morali rešiti več težav. Prvi problem je že kalibracija optične pincete v tkivu, saj se tkivo z lego v organizmu spreminja, s tem pa tudi njegove lastnosti. Naslednji očiten problem je škoda, ki jo povzroči laser na živem organizmu oziroma absorpcija svetlobe v tkivu. Posledica tega je slaba prepustnost tkiv, zato je težko ustvariti dovolj močne pasti [6]. V zadnjem desetletju je znanstvenikom kljub temu uspelo ujeti v past nekatere celice v kapilarah tik pod kožo živih



Slika 6. Raztegovanje rdeče krvne celice z optično pinceto.

organizmov [9]. Pomanjkljivost analize celic je tudi dejstvo, da lahko hkrati manipuliramo le manjše število celic. Tako ne dobimo dovolj velikega vzorca za ustrezno statistično analizo. Kljub temu so v nekaterih raziskavah eksperiment prilagodili in uspešno hkrati manipulirali tudi več sto celic [6].

## 5.2 Raztegovanje velikih molekul

Celice niso edina struktura, ki jo lahko pritrdimo na mikrometrsko kroglico in raztegnemo: podobno lahko naredimo tudi z velikimi molekulami, kot so beljakovine [10] in DNK [11]. Pri tem ne gre le za merjenje elastičnih lastnosti, pač pa tudi za opazovanje spremembe stanja in faznih prehodov. Tu je dejstvo, da hkrati manipuliramo le eno molekulo v resnici prednost, saj nam drugačni načini analize tega ne omogočajo [10].

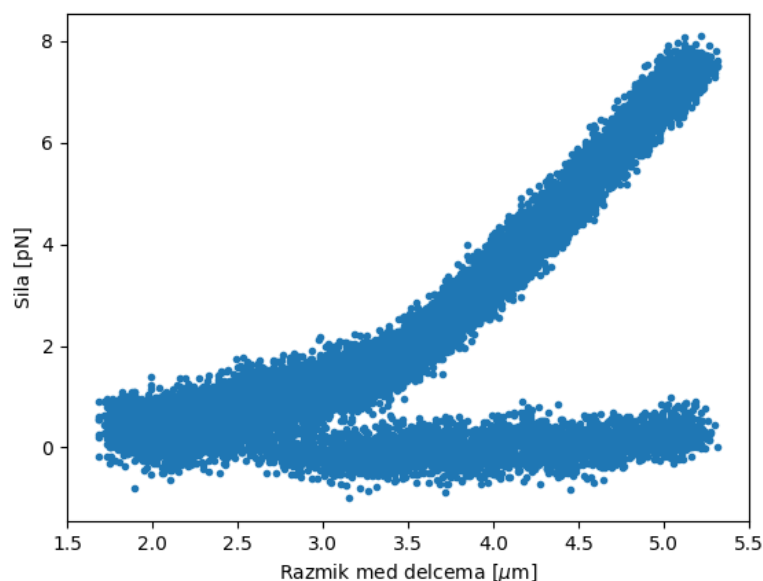
Postopek raztegovanja molekule in merjenja sile nanjo je enak, kot za celico. Med raztegovanjem spremljamo dogajanje: če raztegujemo zvito beljakovinsko molekulo, se na neki točki odvijuje, če pa narazen vlečemo različna konca molekule DNK, pa se bazni pari postopoma trgajo. V obeh primerih dogodka zaznamo kot spremembo sile, s katero molekula deluje na kroglico, ki jo lahko izmerimo preko odmika kroglice iz središča pasti. Tako lahko narišemo graf sile v odvisnosti od raztezka molekule in iz njega izračunamo energijo, potrebno za določen fazni prehod ali pretrganje vezi. Meritev sil nam tako omogoči boljše razumevanje procesov, ki se dogajajo pri prehodih med stanji [10] in preverjanje modelov, ki opisujejo mehaniko molekul, kot je na primer DNK [11].

Primer preprostega poskusa meritve sile v odvisnosti od raztezka (vir: Laboratorij za eksperimentalno fiziko mehke snovi, FMF UL) je prikazan na sliki 7. V tem primeru gre za raztegovanje molekule DNK: nasprotna konca molekule sta pritrjena na stekleni kroglici, ki sta ujeti v optičnih pasteh. Ena past med poskusom ostane pri miru, druga pa se periodično odmika in vrača v začetno lego. Nekaj časa se sila ob vsakem premiku kroglic močno poveča, nato pa se molekula pretrga. V nadaljevanju sila ni več odvisna od razdalje med kroglicama, kar vidimo kot množico izmerkov v spodnjem delu grafa.

## 6. Zaključek

Optična pinceta nam omogoča ustvarjanje in natančno premikanje optičnih pasti, v katere ujamemo majhne delce - to so lahko celice, posamezne molekule ali kaj tretjega. Zaradi tega je uporabna na mnogo raziskovalnih področjih, kjer želimo takšne delce analizirati in manipulirati. Merimo lahko tudi sile, ki jih delci v optični pasti občutijo in preko njih določamo njihove elastične lastnosti. Vse





**Slika 7.** Izračunana sila na delec v odvisnosti od razdalje med ujetima delcema pri poskusu raztegovanja molekule DNK. Vir meritev: Laboratorij za eksperimentalno fiziko mehke snovi, FMF UL.

to je uporabno predvsem v bioloških sistemih, kjer so delci in sile nanje ravo prav veliki, da jih lahko raziskujemo z optično pinceto. Leta 2018 je Arthur Ashkin, ki je zasnoval prvo optično pinceto, prav za to prejel tudi polovico Nobelove nagrade za fiziko [12].

#### LITERATURA

- [1] Jones, P. H., Maragò, O. M. in Volpe, G. (2015). *Optical tweezers: Principles and applications*. Cambridge University Press.
- [2] Ashkin, A., Dziedzic, J. M., Bjorkholm, J. E. in Chu, S. (1986). *Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles*. Optics letters, **11**(5), 288-290.
- [3] Gieseler, J., Gomez-Solano, J. R., Magazzù, A., Castillo, I. P., García, L. P., Gironella-Torrent, M., ... in Volpe, G. (2021). *Optical tweezers—from calibration to applications: a tutorial*. Advances in Optics and Photonics, **13**(1), 74-241.
- [4] Polimeno, P., Magazzu, A., Iati, M. A., Patti, F., Saija, R., Boschi, C. D. E., ... in Marago, O. M. (2018). *Optical tweezers and their applications*. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer, **218**, 131-150.
- [5] [https://en.wikipedia.org/wiki/Optical\\_tweezers](https://en.wikipedia.org/wiki/Optical_tweezers) [dostop 28. 3. 2021].
- [6] Zhu, R., Avsievich, T., Popov, A. in Meglinski, I. (2020). *Optical tweezers in studies of red blood cells*. Cells, **9**(3), 545.
- [7] Ayala, Y. A., Pontes, B., Ether, D. S., Pires, L. B., Araujo, G. R., Frases, S., ... in Nussenzveig, H. M. (2016). *Rheological properties of cells measured by optical tweezers*. BMC biophysics, **9**(1), 1-11.
- [8] Liu, J., Zhang, F., Zhu, L., Chu, D. in Qu, X. (2019). *Mechanical properties of RBCs under oxidative stress measured by optical tweezers*. Optics Communications, **442**, 56-59.
- [9] Zhong, M. C., Wei, X. B., Zhou, J. H., Wang, Z. Q. in Li, Y. M. (2013). *Trapping red blood cells in living animals using optical tweezers*. Nature communications, **4**(1), 1-7.
- [10] Bustamante, C., Alexander, L., Maciuba, K. in Kaiser, C. M. (2020). *Single-molecule studies of protein folding with optical tweezers*. Annual review of biochemistry, **89**, 443-470.
- [11] Camunas-Soler, J., Ribezzi-Crivellari, M. in Ritort, F. (2016). *Elastic properties of nucleic acids by single-molecule force spectroscopy*. Annual review of biophysics, **45**, 65-84.
- [12] <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/2018/summary/> [dostop 12. 4. 2021].