

Optická koherentní tomografie (Optical Coherence Tomography – OCT)

Martin Sedlář, Biofyzikální ústav LF MU v Brně, 2013

Optická koherentní tomografie je neinvazivní bezkontaktní diagnostická metoda, která poskytuje obrazy příčného řezu zkoumané tkáně. V medicíně nachází metoda uplatnění zejména v oftalmologii (diagnostika glaukomu nebo makulární degenerace, vyšetření různých vrstev sítnice), dermatologii (tenké vrstvy kůže), stomatologii (povrch zubu) nebo kardiologii (diagnostiky onemocnění koronárních tepen) a v kombinaci s endoskopickým zobrazením lze metodu použít také v gynekologii a urologii nebo při vyšetření gastrointestinálního traktu (tenké vrstvy sliznice). Metoda je založena na interferenci nízkokoherentního optického záření s větší vlnovou délkou, nejčastěji v blízké infračervené oblasti spektra (cca 600 až 1300 nm), a dostatečně širokým spektrem (cca 20 až 100 nm). Záření s větší vlnovou délkou může pronikat hlouběji do tkáně (cca 1 až 3 mm) a vzhledem k menšímu rozptylu poskytuje velmi vysoké prostorové rozlišení obrazu ($\sim \mu\text{m}$). Šířka spektra záření potom ovlivňuje axiální (hloubkové) rozlišení, které u OCT dosahuje až $1 \mu\text{m}$. Zdrojem záření jsou obvykle pulzní femtosekundové lasery nebo superluminiscenční LED diody. Protože jsou některé vlnové délky snadno absorbovány určitými tkáněmi, je volba správné vlnové délky pro zobrazení optickou koherentní tomografií velice důležitá.

Princip OCT je podobný jako při ultrazvukovém zobrazování, pouze místo mechanických vln je použito optické záření. Podstatou měření je hodnocení velikosti odrazů a časového zpoždění vln odražených v různých hloubkách tkáně. Vzhledem k vysoké rychlosti šíření světla ($3 \times 10^8 \text{ m/s}$) oproti rychlosti šíření ultrazvuku (cca 1540 m/s), nelze měřit časové zpoždění světelných vln přímo¹ a je nutné využít techniku měření založenou na interferenčním jevu. Protože je výsledek interference úměrný dráhovému rozdílu mezi dvěma světelnými vlnami, lze časové zpoždění mezi vlnami velmi snadno určit právě na základě rozdílu drah, které obě vlny urazily.

Základem OCT je Michelsonův interferometr, jehož hlavními součástmi jsou zdroj světla, dělič svazku, referenční zrcadlo a optická soustava zrcadel a čoček. Světelný paprsek z optického zdroje je na děliči svazku (např. polopropustná destička) rozdělen na dva paprsky – referenční a měřicí (viz Obrázek 1). Referenční paprsek (1) se na děliči odráží k referenčnímu zrcadlu (známá vzdálenost), zatímco měřicí paprsek (2) děličem svazku prochází a přes optickou soustavu zrcadel a čoček dopadá na zkoumanou tkáň. Referenční i měřicí paprsky se po odrazu od referenčního zrcadla a tkáně vrací stejnou dráhou zpět k děliči svazku, kde spolu interferují, a po průchodu další optickou soustavou dopadají na detektor. Výsledek interference je úměrný dráhovému rozdílu Δl mezi oběma paprsky – dochází k zeslabování nebo zesilování intenzity detekovaného paprsku:

$$I = |E_1|^2 + |E_2|^2 + 2E_1E_2 \cos(2k\Delta l) \quad (1)$$

¹Např. pro odraz záření od tkáňových struktur ve dvou různých hloubkách vzdálených od sebe $10 \mu\text{m}$ (axiální rozlišení) je časové zpoždění světelných vln asi $30 \times 10^{-15} \text{ s}$.

Interferenční maxima nastávají, pokud je dráhový rozdíl mezi paprsky roven celočíselnému násobku vlnové délky λ záření: $\Delta l = k\lambda$, kde k je celé číslo. Interferenční minima naopak nastávají, pokud je dráhový rozdíl mezi oběma paprsky roven lichému násobku poloviny vlnové délky: $\Delta l = (2k + 1)\frac{\lambda}{2}$.

Schopnost vzniku interference je navíc dána vlastnostmi použitého světelného záření. U koherentního záření, které je charakteristické konstantní frekvencí (vlnovou délkou) a fází paprsků, může interference vzniknout při libovolném dráhovém rozdílu Δl dvou paprsků. U nízkokoherentního záření je koherence (stejná frekvence i fáze paprsků) omezena pouze na určitou vzdálenost (tzv. koherentní délka). Interference u nízkokoherentního záření potom může vzniknout pouze při velikosti dráhového rozdílu dvou paprsků, který je maximálně roven právě koherentní délce záření. Koherentní délka záření je úměrná převrácené hodnotě šířky spektra zdroje záření. Ideálně monochromatické světlo (obsahuje jedinou vlnovou délku) má nekonečně velkou koherentní délku, zatímco u širokospektrálních zdrojů světla je koherentní délka velmi krátká. Typickým zdrojem vysokokoherentního záření jsou např. lasery (koherentní délka cca 10^{-2} až 10^4 m). Aby bylo možné metodou OCT dosáhnout axiálního (hloubkového) rozlišení v řádu mikrometrů, musí být použito nízkokoherentní záření, u kterého je schopnost interference omezena na přibližně stejnou vzdálenost (koherentní délka $\sim \mu\text{m}$). Jako zdroj záření se proto u OCT obvykle používají supersvítivé LED diody (šířka pásma cca 20 nm okolo vlnové délky 820 nm) nebo lasery typu Ti:AL₂O₃ a Nd:sklo (šířka spektra cca 200 nm okolo vlnové délky 1050 nm).

Detekce odrazů záření z různých hloubek tkáně může být v praxi zajištěna dvěma odlišnými způsoby. Potom rozlišujeme optické koherentní tomografy pracující v časové nebo frekvenční doméně:

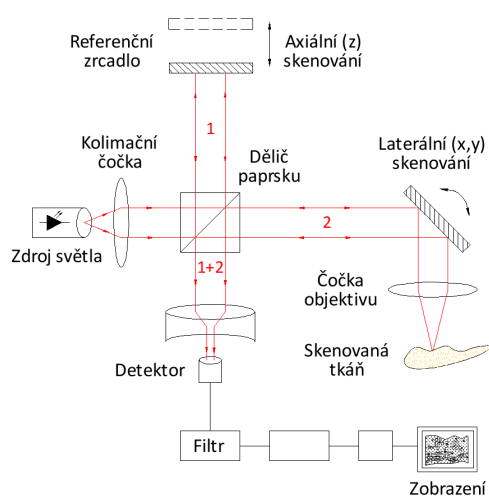
- *TD OCT (Time Domain)*: Detekce odrazů záření z různých hloubek tkáně je řízena posunem referenčního zrcadla o vzdálenost Δz během skenování (viz Obrázek 1). Výsledkem je interferenční signál modulovaný Gaussovou funkcí, kde amplituda Gaussovy funkce určuje velikost odrazu paprsku od struktury tkáně v hloubce z . Nevýhodou techniky je dlouhý čas zobrazení vzhledem k postupnému skenování každé hloubky tkáně (cca 512 A-skenů za sekundu).
- *FD OCT (Frequency Domain)*: Odrazy záření z různých hloubek tkáně jsou detekovány současně jako interferenční spektrum, ze kterého lze pomocí Fourierovy transformace vyhodnotit odrazy z jednotlivých hloubek tkáně. Spektrum frekvencí odražených paprsků lze získat buď postupnou změnou spektra vyzařování zdroje v čase (tzv. TEFD OCT²), např. pomocí laseru s laditelnou vlnovou délkou, nebo za pomoci difrakční mřížky a lineárního pole fotodetektorů (tzv. SEFD OCT³) – viz Obrázek 2. Technika FD OCT má lepší citlivost a je výrazně rychlejší (až 40 000 A-skenů za sekundu) než TD OCT.

Výsledný OCT obraz je tedy tvořen na základě velikosti odrazů a časového zpoždění odražených světelných vln z různých hloubek tkáně. Z mnoha jednotlivých jednorozměrných

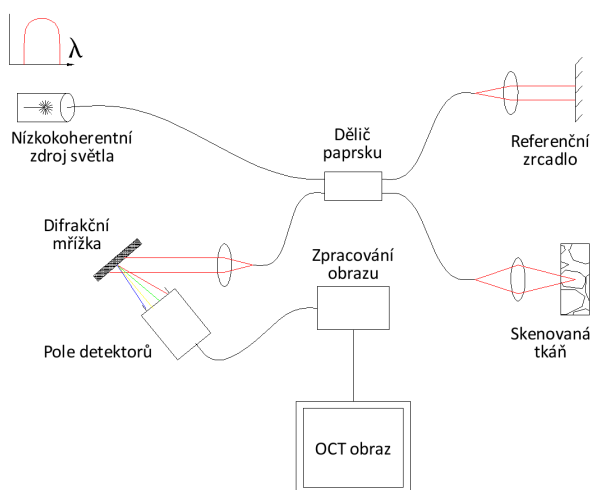
²Time encoded frequency domain OCT

³Spatially encoded frequency domain OCT

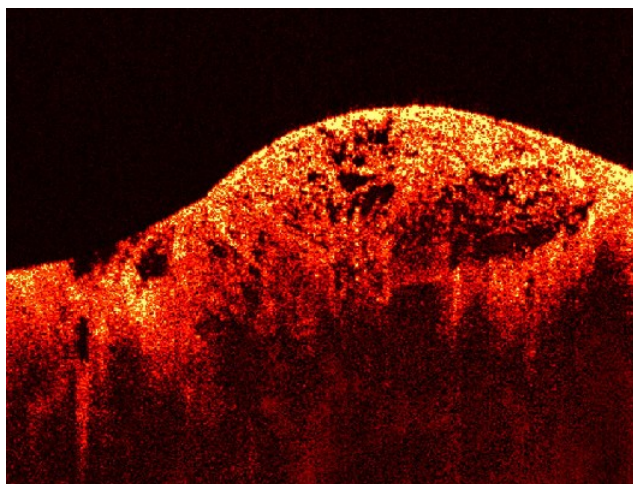
skenu, které zaznamenávají míru odrazu v závislosti na hloubce tkáně (obdoba A-módu ultrazvuku), je nakonec sestaven dvourozměrný příčný řez tkáně (obdoba B-módu ultrazvuku). Ze souboru příčných řezů lze navíc rekonstruovat také 3D obraz tkáně. Tvar interferenčního signálu určuje místa odrazu měřicího paprsku od zkoumané tkáně a popisuje strukturu tkáně, zatímco velikost odrazu světla na různých strukturách tkáně potom určuje typ tkáně. Místa s vyšší odrazivostí jsou obvykle v obraze kódovány jasnými barvami (bílá, červená), tmavé barvy (modrá, černá) naopak kódují oblasti s nízkou mírou odrazu.



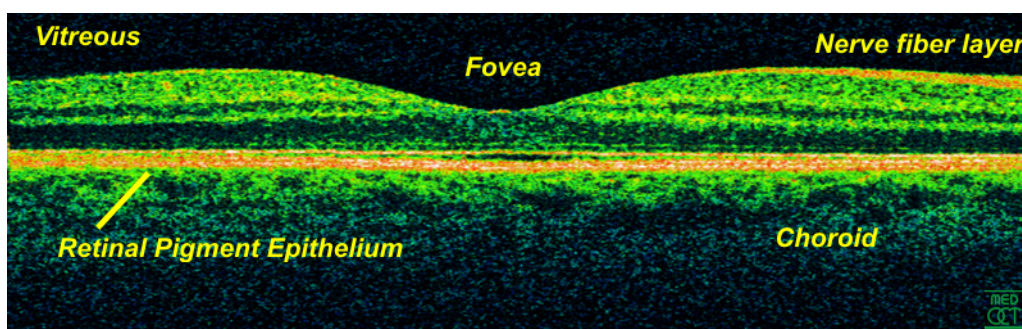
Obrázek 1: Michelsonův interferometr. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:OCT_B-Scan_Setup.GIF.



Obrázek 2: FD OCT. Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Fd-oct.PNG>.



Obrázek 3: OCT obraz sarkomu nebo svalového tumoru. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Nibib_030207_105309_sarcoma.jpg.



Obrázek 4: OCT obraz sítnice oka. Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Retina-OCT800.png>.

Použitá literatura

1. FERCHER, A. F.; DREXLER, W. HITZENBERGER, C. K.; LASSER, T.: *Optical coherence tomography – principles and applications* [online]. Reports on Progress in Physics, č. 66, 2003: s. 239–303, [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: http://light.ece.illinois.edu/ECE280/OCT_review.pdf.
2. FUJIMOTO, J. G.; PITRIS, C.; BOPPART, S. A.; BREZINSKI, M. E.: *Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy* [online]. Neoplasia, č. 2(1–2), 2000: s. 9–25, [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1531864/>.
3. Wikipedia The Free Encyclopedia [online]. [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org>.