

# Kliniske aspekter ved 3D OCT



Dorte Nellemann Thornit,  
Øjenafdelingen, Glostrup Hospital.  
E-mail: dornel01@glo.regionh.dk

**S**ikke nogle detaljer!" Sådan lyder det ofte, når man ser OCT-billederne fra Topcons nye 3D OCT-1000 første gang.

Denne artikel er nu ikke tiltænkt at være en mere eller mindre skjult reklame for Topcon. Formålet er heller ikke at stimulere læserens intellekt alt for voldsomt. Snarere er hensigten at appellere til jeres visuelle sans og nysgerrighed med fokus på den kliniske situation. De optiske egenskaber og indbyrdes forskelle imellem de forskellige OCT-typer er beskrevet i detaljer andetsteds i dette blad ved Birgit Sander og Pascal Hasler.

Selvom OCT også anvendes til vurdering af nervetrådslagets tykkelse omkring papillen især ved glaukom, er det primært ved diagnosticering, dokumentering og monitoreringen af den retinale morfologi, at metoden har vundet indpas i det daglige kliniske arbejde. Det drejer sig således især om aldersrelateret makuladegeneration (AMD) og diabetisk retinopati (fig. 1-7).

Den høje skanhastighed for 3D OCT-1000 og andre typer af spektralskannere er årsagen til, at de kan foretage 3D-billedfremstillinger af nethinden. I tillæg til OCT-procedurerne giver 3D OCT-1000 som noget nyt også undersøgeren mulighed for at foretage et samtidigt 45 graders non-mydratisk digitalt farvefoto af nethinden, hvorefter de to billeddiagnostiske undersøgelser kan sammenholdes ved overlejring

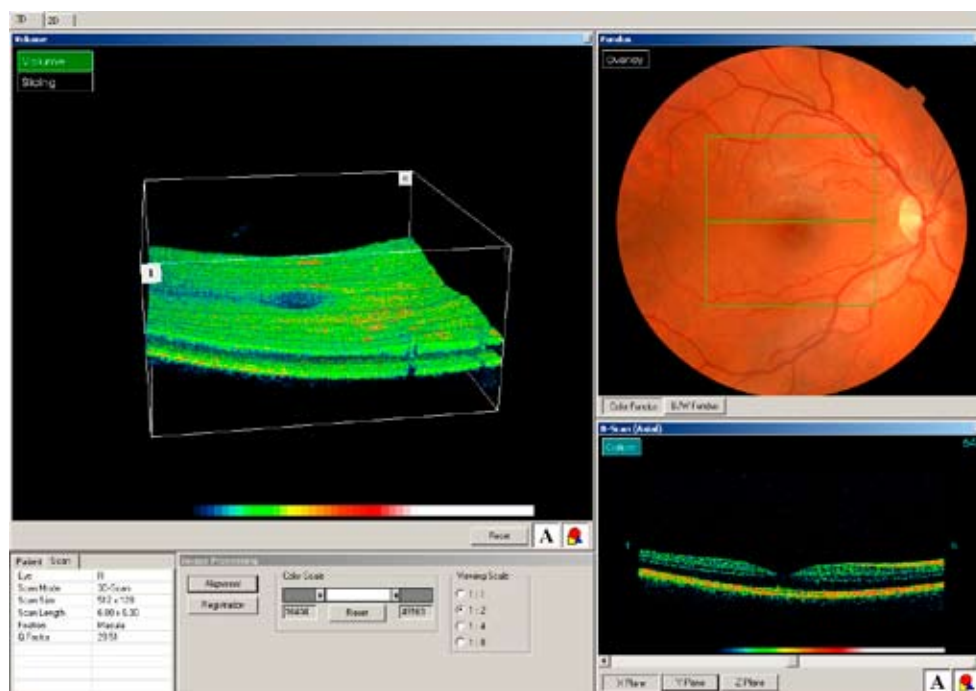
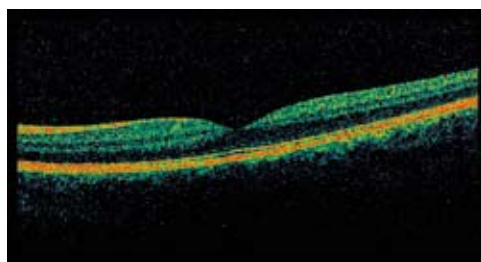


Fig. 1 viser et eksempel på et skærbillede under software-bearbejdning af et 3D skan af en normal makula på højre øje (512 x 128 A-skans). Øverst til højre ses et fundusfoto foretaget efter dilatation med en overlejret skitsering af skanningsområdet. Nedenunder er det mest centrale B-skan vist med den foveale fordybning i midten. Til venstre i billedet ses en 3D visualisering af det skannede retinale område, hvor kassen med skannet kan vendes og drejes efter eget ønske. Den foveale fordybning genkendes i midten, og i det inferonasale hjørne kan blodkarrenes konturer følges.



Figur 2 viser et radiale skan med 2048 A-skans af det andet (venstre) øje. De forskellige retinale lag fremstår tydeligt. Det indre højreflekterende (gule og røde) lag ind mod corpus vitreum udgøres af nervetrådslaget. Lige herunder ligger ganglioncellelaget. Det indre og ydre nukleære lag kan adskilles fra det indre og ydre pleksiforme lag ved at være mere lavreflekterende (mørkere). Derudover ses det, at fotoreceptorernes indre segmenter (mørke) aftager fra foveae centrum, og at fovea kun består af disse celler samt RPE. De yderste tre højreflekterende lag består af overgangen imellem fotoreceptorernes indre og ydre segment, sammenfletningen af de ydre segmenter og pigmentepitelet og til sidst pigmentepitelets cellelag (RPE). Udenfor RPE ses choriocapillaris som et diffust lag.

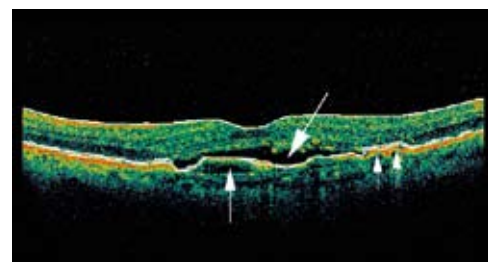
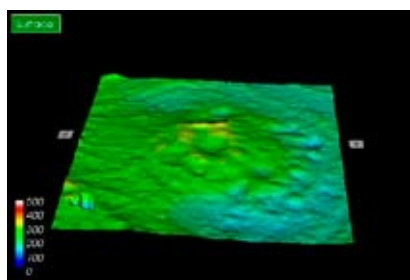


Fig. 3. B-skan af fovea-området på venstre øje hos en patient med våd AMD med behov for Lucentis-injektion. Nasalt er beliggende til venstre i billedet og temporalt til højre. Skannet er foretaget med 2048 A-skans (radial scan protokollen) i horisontalplanet og viser en mindre pigmentepitel afsløsning (PED) (store lodrette pil) og temporalt for denne også mindre drusenlignende forandringer (to små pile). Ovenfor PED'en ses en serøs afsløsning af fotoreceptorerne fra pigmentepitelet (store skrå pil). Den hvide linie opadtil angiver den vitreo-retinale overgang, imens de to nederste hvide linier henholdsvis markerer overgangen imellem indre/ydre segment af fotoreceptorerne og den indre afgrænsning af pigmentepitelet. Hos patienter med AMD kan morfologien vanskeliggøre OCT-algoritmens præcisering af disse lag, men i dette eksempel er lokalisationen lykkes overvejende tilfredsstillende. Linierne kan anvendes til en automatisk beregning af den retinale tykkelse, som i dette tilfælde vil være øget centralt og parafovealt.



Figurerne 4-6 viser fundusbilledet og de tilhørende retinale maps for en anden patient med våd AMD, hvis morfologi og retinale 3D skan er næsten identisk med patientens fra fig. 2. Som det kan ses på fundusbilledet (fig. 3), har patienten tillige en del katarakt, hvilket slører detaljerne. Ud fra en beregning af afstanden imellem den vitreo-retinale overgang og indersiden af RPE som illustreret i fig. 2, kan den retinale tykkelse angives ved to kvantitative principper. Enten ved overlejring på fundusbilledet af de gennemsnitlige tykkelser inden for hver af de ni standardiserede ETDRS-områder (fig. 4) (radius af cirklerne er henholdsvis 500  $\mu\text{m}$ , 1500  $\mu\text{m}$  og 3000  $\mu\text{m}$ ) eller ved en oversættelse af de kvantitative værdier til en falsk farvekode for hver af de mange A-skans (fig. 5). Samme principper anvendes ved analyse af 2D OCT-skans, men ved tredimensionelle skans foretaget på 3D OCT-1000 kan farve-koden angives tredimensionelt som et avanceret landkort (fig. 5). Som forventet viser fig. 5 en puklet retinal overflade i modsætning til den glatte raske nethindeoverflade.

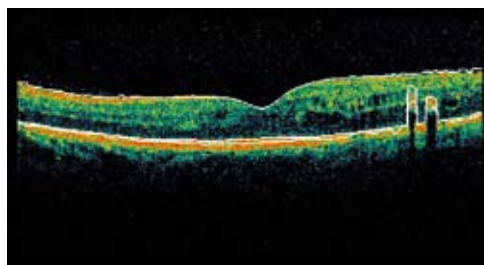


Fig. 7 viser et skan for en patient med diabetisk retinopati og klinisk signifikant makulø-dem på højre øje. Den nasale del af retina ligger stadig til venstre i billedet. Ødemet er beliggende temporalt med hovedparten af cysterne lokaliseret til det ydre pleksiforme lag, men der er sandsynligvis også ødem omkring de indre segmenter af fotoreceptorerne (over den midterste hvide linie). Temporalt ligger også to hårde eksudater i det ydre pleksi-forme lag og forårsager artefakter i OCT-algoritmen. Det gælder alle OCT-versioner, at ved diabetisk retinopati og andre retinale lidelser øges risikoen for artefakter med graden af morfologiske ændringer.

(figg. 1 og 5). Dog er det en fordel at dilatere pupillen i forvejen for at optimere fundusbilledet, især hos ældre patienter. OCT er mindre følsom for pupilstørrelsen, hvorfor OCT hos patienter med en lille pupil kan være en god screeningsundersøgelse af øjenbaggrunden.

Et 6 x 6 mm 3D-skan (256 x 256 A-skans) tager 3,6 sek. på 3D OCT-1000'en. For at opnå en god skankvalitet indebærer det derfor, at den undersøgte kan fikseres tilstrækkeligt. I den daglige klinik er det som oftest de svære retinopatier, som kræver særlig billeddiagnostik, og disse patienter har af samme årsag typisk et nedsat visus, som indebærer potentielle fiksningsdeficit. Desuden kræver et enkelt 3D-skan aktuelt 73 MB i lagringsplads. I screeningsøjemed foretager vi derfor på øjenafdelingen, Glostrup Hospital fortsat hyppigt de velkendte radiale skans med 3D OCT-1000, som svarer til fast retinal thickness proceduren på StratusOCT™, men til sammenligning indeholder 1024 eller 2048 A-skans pr. linie (fig. 2 og 3).

Med det højere antal A-skans fremstår uklarheder i corpus vitreum samt afløsninger af bagre hyaloid bedre med 3D OCT-1000 end med StratusOCT™, som i flere tilfælde slet ikke visualiserer forandringerne. Af oplagte årsager kan sådanne fremstillinger være nyttige ved vitreoretinale problematikker.

Generelt øges risikoen for artefakter med graden af patologiske forandringer ved begge OCT-apparater.

Det får dog primært konsekvens ved egentlige kvantitative nethindestudier. Erfaringerne fra øjenafdelingen på Glostrup Hospital bekræfter, at 3D OCT-1000 har en noget højere proportion af skans med dårligt signal og/eller artefakter i tykkelsesberegningerne end StratusOCT™, fordi spektralskannernes algoritme er mere følsom for abnormiteter i såvel de brydende medier, den vitreoretinale overgang som i den intraretinale morfologi. I sidstnævnte tilfælde typisk hårde eksudater eller AMD-forandringer (fig. 3 og 7).

Under den efterfølgende analyse af skannene har 3D OCT-1000 mange nyttige funktioner, som dog primært er møntet på 3D skans (fig.1). Det gælder f.eks. muligheden for at skrælle de retinale lag af ét efter ét og at vende skannet i alle retninger. 3D-funktionen appellerer således stærkt til menneskets visuelle og analytiske sans, og det er en hurtig non-invasiv metode til at få be- eller afkræftet sine hypoteser som fagmand. Samtidig er OCT i kombination med fundusfotos et vellidt pædagogisk redskab til at informere patienterne om deres nethindesygdom. Metoden er kommet for at blive, og OCT er fortsat i rivende udvikling.

Tiden vil vise, hvornår vi får de første kommercielle 3D billeder af de cellulære vævskomponenter. De førende forskningsgrupper på området har allerede vist præliminære 3D billeder af de enkelte fotoreceptorer ved OCT.

Referencer: [www.oftalmolog.com](http://www.oftalmolog.com) ■

## Referencer

- Jaffe GJ, Caprioli J. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma. *Am J Ophthalmol.* 2004;137:156-169.
- Joeres S, Tsong JW, Updike PG, et al. Reproducibility of quantitative optical coherence tomography subanalysis in neovascular age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007;48:4300-4307.
- Lattanzio R, Brancato R, Pierro L, et al. Macular thickness measured by optical coherence tomography (OCT) in diabetic patients. *Eur J Ophthalmol.* 2002;12:482-487.
- Pierre-Kahn V, Tadayoni R, Haouchine B, Massin P, Gaudric A. Comparison of optical coherence tomography models OCT1 and Stratus OCT for macular retinal thickness measurement. *Br J Ophthalmol.* 2005;89:1581-1585.
- Massin P, Girach A, Erginay A, Gaudric A. Optical coherence tomography: a key to the future management of patients with diabetic macular oedema. *Acta Ophthalmol Scand.* 2006;84:466-474.
- Otani T, Kishi S, Maruyama Y. Patterns of diabetic macular edema with optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol.* 1999;127:688-693.
- Panozzo G, Gusson E, Parolini B, Mercanti A. Role of OCT in the diagnosis and follow up of diabetic macular edema. *Semin Ophthalmol.* 2003;18:74-81.
- Wojtkowski M, Srinivasan V, Fujimoto JG, et al. Three-dimensional retinal imaging with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Ophthalmology.* 2005;112:1734-1746.
- Ray R, Stinnett SS, Jaffe GJ. Evaluation of image artifact produced by optical coherence tomography of retinal pathology. *Am J Ophthalmol.* 2005;139:18-29.
- Leung CK, Chan WM, Chong KK, et al. Alignment artifacts in optical coherence tomography analyzed images. *Ophthalmology.* 2007;114:263-270.
- Sadda SR, Wu Z, Walsh AC, et al. Errors in retinal thickness measurements obtained by optical coherence tomography. *Ophthalmology.* 2006;113:285-293.
- Sadda SR, Joeres S, Wu Z, et al. Error correction and quantitative subanalysis of optical coherence tomography data using computer-assisted grading. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007;48:839-848.