

I denna artikelserie av neuroradiolog **David Fällmar** kan du läsa om fyra neuroradiologiska begrepp i varje nummer. Det huvudsakliga syftet är att underlätta för dig som skriver neuroradiologiska remisser och läser utlåtanden, men även för att främja kommunikationen över telefon och under röntgenronderna. Förhoppningsvis kan även den allmänbildande aspekten också skänka läsaren en viss tillfredsställelse. Vi har nu kommit till fjärde delen i artikelserien och ska titta närmare på bokstäverna M, N, O och P. Om du missat eller glömt de tidigare delarna finns dessa tillgängliga i digital form på neurologiisverige.se.

M. MULTIPLANARA REKONSTRUKTIONER

Till hjärnabbildningsmetoderna räknar vi DT, MRT och PET. Bokstaven T i respektive förkortning står för tomografi, vilket betyder ungefär "skiktbild" eller avbildning i form av snitt (det svenska ordet skiktröntgen används ibland för datortomografi). När metoderna var unga var varje snitt en separat avbildning och undersökningstiden var lång. Fortfarande en bit in på 2000-talet printades tomografiska bilder i form av en tumnagelskarta av småbilder på en stor plastfilm, vilken med ett invariant knäck tjongades in under små fjäderbelastade plastcylindrar på ett ljusskåp. Det händer fortfarande att patienter kommer till oss med sådana "plåtar" från småsjukhus i sina hemländer eller från semesterorter. Som tur är händer det alltmer sällan, för de flesta ljusskåp har redan rensats bort och kastats ut.

Radiologin har på många olika sätt genomgått fundamentala utvecklingsprång de senaste tjugo åren; det mesta vi gör är nu både snabbare och bättre än förr. En av de allra största förbättringarna som hänt är övergången till tunna

snitt, vilket som ni snart ska se gör att bokstaven T i modaliteternas namn måste omtolkas lite. Kanske borde vi prata om "volymografi" istället?

Vad gäller DT så började det med övergången till spiral-tekniken under 90-talet. Istället för att avbilda ett snitt, flytta patienten ett par centimeter och sedan avbilda nästa snitt, så åkte patienten långsamt genom kameran samtidigt som detektorn konstant roterade och avbildade det förbipasserande objektet. Den insamlade bilddatan får då en spiralisk struktur. En annan viktig förbättring var att multipla sammankopplade detektorer gjorde att bilden kunde samlas in snabbare men också bli mer högupplöst i Z-led, det vill säga i supero-inferior riktning. En modern datortomograf kan ha flera hundra rader av detektorer och kan således täcka in ett stort område samtidigt. En snabb insamlingstid minskar risken för rörelseartefakter och möjliggör tidsupplösta undersökningar såsom perfusion eller dynamisk angiografi.

När vi förr i tiden fick ut 5 mm tjocka snitt av supratentoriella hjärnan och 10 mm tjocka snitt av bakre skall-

gropen från en DT hjärna får vi nu oftast 1 mm tjocka snitt. Många kameror tillåter ännu högre upplösning, och om vi ska titta på fina benstrukturer såsom temporalbenen är det nu inte ovanligt med 0,4 eller 0,6 millimeters snittjocklek.

Vad gäller MRT så är den tekniska utvecklingen en annan, men konsekvensen ungefär samma. Sekvenser som T1 och FLAIR har på de flesta kliniker bytts ut från tvådimensionell bildtagning till tredimensionell. Med den förstnämnda tekniken var radiologen tvungen att bestämma i förväg om bilderna ska vara transversella, koronära eller sagittella, och den som av osäkerhet ville ha alla tre utsatte patienten för en tredubblad undersökningstid. Med tredimensionell teknik, vilket tar något längre tid och är mer känsligt för rörelseartefakter, har man allt på en gång – med hjälp av multiplanara rekonstruktioner. Vi närmar oss ämnet.

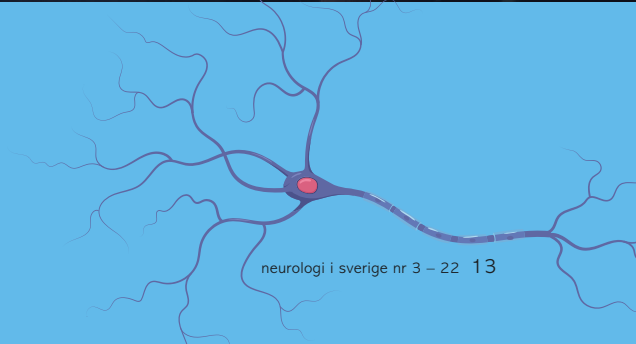
Även PET har övergått till tredimensionell bildinsamling men här är likheten inte lika stark. I PET-kameran handlar teknikutvecklingen om att tidskänsligheten för detektion av tvillingfo-

Neuroradiologisk A-B



Del 4.
M-P

och C-D-lära





Figur M visar en 3D-T1 i MPR-läge. Samma bilddata visas transversellt, koronärt och sagittellt. Den transversella bilden är i kommissurplanet, det vill säga den passerar genom både främre och bakre kommissuren (gula pilar). Uppe till höger (blå pilar) ses aktuell snittjocklek (1 mm för alla tre bilderna) vilket också är ett reglage för att ändra tjockleken. Nere till vänster finns ett reglage som låter användaren vrida och vända fritt på bilden (röda pilar). Siffrorna bredvid kuben visar MRT-bildens parametrar (TR, TE, och fältstyrka – vilket är 3 Tesla). De tunna blå linjerna visar aktuell position för den koronära bilden (vilket i det här fallet är den korrekta positionen för att mäta callosavinkeln, vilket beskrivs under bokstaven N).

toner har blivit högre. I en gammaldags PET-kamera satt parallella avskärmande metallväggar som sorterade bort sneda fotoner, varpå detektorerna bara fångade upp fotoner från positronhändelser inom samma snitt. Moderna PET-detektorer är så snabba att de kan fånga upp alla fotoner samtidigt och ändå hålla isär var de kommer ifrån. Resultatet blir en sorts tredimensionell datainsamling med högre känslighet (vilket gör att vi kan sänka dosen av spårämne och/eller undersökningstiden) och högre upplösning, men inte på riktigt samma sätt som för DT och MRT.

Multiplanar rekonstruktion förkortas MPR och kan betyda två olika saker. Eftersom patienten alltid ligger raklång i kameran är alla rekonstruerade bilder med andra projektioner än axiella "MPR-bilder". I dagligt tal kallar vi dem inte så, utan säger bara "sagittella rekonstruktioner" och så vidare. När vi radiologer pratar om MPR menar vi oftast ett sätt att granska bilderna. Så länge de bildstackar vi använder har en snittjocklek om max 1 mm kan vi vrida och vända på bilderna precis som vi vill,

när vi granskar dem i MPR-läge. Upplösningen inom bildplanet är oftast inte mycket högre än 1 mm, vilket gör att bilderna snarast kan betraktas som en volym, istället för en tomografisk stack. Så istället för att passivt granska de 4 mm tjocka rekonstruktioner som röntgensköterskan har gjort – med en viss vinkling och kanske inte helt rakt – har vi alla frihetsgrader i vår egen hand. Vi kan vrida och vända på bilderna helt efter behov, och öka och minska deras snittjocklek [Figur M]. Om ett blodkärl, en fåra eller en skelettstruktur ser skum ut kan vi raskt lägga den "en face" och skärskåda den. Snittjocklekens inverkan på vår granskning behandlas grundligt under bokstaven P längre ned.

En fundamental skillnad mellan att granska i MPR-läge jämfört med färdiga rekonstruktioner ligger i scrollandet. Vi har ju sedan länge slutat med att titta på bildkartor på plastfilmer, utan scrollar nuförtiden genom en stack av bilder (i brist på bättre termer!). Om du scrollar genom 4 mm tjocka snitt kommer varje bildbyte innebära att du hoppar iväg 4 mm (eller mer, om det finns inlagda mellanrum) och riskerar att

hoppa rakt igenom eller förbi en diskret eller inbäddad lesion. Om du istället granskar bilderna i MPR-läge kan du mjukt och försiktigt rulla en millimeter i taget, även om varje enskilt snitt är 4 mm tjockt. Under coronapandemin har Folkhälsomyndigheten lärt oss alla begreppet "glidande medelvärde", ett begrepp som kommer till sin fulla rätt även i detta sammanhang.

För patientens del har radiologins utveckling inneburit lägre stråldoser och betydligt kortare undersökningstider. För radiologens del har både bildkvaliteten och MRT-sekvensernas sinnrikhet stigit avsevärt, men min personliga favorit bland alla dessa framsteg är de tunna snitten och MPR-läget!

N. NORMALTRYCKSHYDROCEFALUS

Normaltryckshydrocefalus (NPH) är en märklig sjukdom som är svår att förstå sig på. Tycker vi nu! Det finns förstås en underliggande patofysiologi som går att reda ut och begripa, men som vi i dagsläget inte har tillräcklig kunskap för att se. Ett paradigmskifte inleddes kanske 2013 när Maiken Nedergaard och Jeffrey Iliff med flera släppte flera omväl-

vande artiklar om ett glia-lymfatiskt system hos gnagare, som kanske eller kanske inte är ett viktigt system för den mänskliga hjärnans omsättning av vätska. Det glymfatiska systemet kan faktiskt skönjas *in vivo* hos människor, vilket har visats av våra norska kollegor Per K Eide och Geir Ringstad. Om några år kan vi förmodligen skörda nya frukter från denna spirande och inspirerande forskning. Systemet har delvis förutspått eller anats av enstaka framsyntha forskare, men alltså inte påvisats förrän nyligen.

NPH beskrevs första gången 1965 efter att en colombiansk neurokirurg hade observerat att patienter med kommunicerande hydrocefalus och väsentligen normalt intrakraniellt tryck förbättrades efter en shuntoperation. Namnet NPH har sedan levt vidare fast det intrakraniella trycket inte alltid är normalt, det kan vara lätt förhöjt och det finns ett intrikat samband mellan interstitiellt tryck, det periventrikulära perfusionsstrycket och likvoravflödesresistensen ("R out"). Det finns dessutom en variation i takt med artärernas pulsation, och denna tryckvariation samt elasticiteten i den periventrikulära vita substansen verkar vara avvikande hos patienter med NPH. Allt detta är ytlig och bräcklig kunskap som måste konsolideras med metodisk och tålmodig forskning.

De klassiska symtomen vid NPH är gång- och balanssvårigheter, kognitiv nedsättning och överaktiv blåsa. Symtomen kommer vanligtvis smygande med ökande ålder, men kan debutera eller förvärras efter ett skalltrauma. Det är inte ovanligt att äldre som via akutmottagningen genomgår DT hjärna efter ett fall i hemmet uppvisar radiologiska tecken på NPH. Tyvärr rapporteras detta fynd ofta inte i utlåtandet eftersom frågeställningen i regel är "Fraktur? Blödning?" och många radiologer är inte medvetna om att NPH kan vara en mycket relevant differentialdiagnos vid fallolycka.

Ibland är den radiologiska bilden mer specifik än den kliniska symtombilden. Vid kliniska tecken på NPH hos en äldre person (gång- och balansrubbingar som inte har annan förklaring) bör därför en remiss utfärdas för dator-tomografi av hjärnan och denna diagnos aktivt efterfrågas. Bland allmänradiologer finns en begränsad kunskap om de typiska radiologiska fynden och om sjukdomen i stort. Detta gäller även andra läkare, med påtagliga geografiska skillnader i vilken utsträckning man uppmärksammar sjukdomen. Medvetenheten håller dock på att öka tack vare ett stigande antal vetenskapliga publikationer och aktiva utbildningsinsatser.

Det mest kända radiologiska fyndet är ökad ventrikelstorlek, vilket också ingår i diagnoskriterierna. Det finns en lång tradition att ange ventrikelvidd i form av Evans index, vilket innebär en kvot mellan frontalhornens bredd och den maximala intrakraniella bredden. Måttet har funnits längre än datortomograferna men används fortfarande brett och går snabbt att ta fram. En kvot större än 0,3 brukar betecknas som patologiskt, men hos den äldre befolkningen har en stor andel ett index kring 0,3–0,34. Storleken på ventriklarna bör också sättas i relation till övriga likvorrum. Hos äldre är generell parenkymatrofi vanligt även utan kognitiv nedsättning vilket orsakar en sekundär vidgning – ex vacuo – av samtliga likvorrum inklusive sidoventriklarna. Därför fordras en kombination av flera morfologiska fynd för att en radiologisk bild av NPH ska framträda.

Den mest karaktäristiska bilden av NPH kallas DESH – "disproportionately enlarged subarachnoid space hydrocephalus". Begreppet omfattar vida ventrikler i kombination med att fissurac Sylvii är dilaterade medan sulci längs med falx är komprimerade. Det sistnämnda beskrivs ofta som en "parafalcin trängsel" eller "crowding" och summan av kardemumman är alltså att

vissa subaraknoidala rum är vidgade medan andra är komprimerade. Detta kan förklaras av att hjärnan ligger superiorit förskjutet och illustreras i Figur N. Ett sekundärt fenomen av denna dysproportionalitet är att corpus callosum viks under falx cerebri, vilket lätt kan kvantifieras av radiologen som "callosal angle". Den callosala vinkeln har fallit ut som ett diagnostiskt och även prediktivt mått med avseende på förbättring efter shuntoperation och är det enskilda morfologiska mått som bäst utskiljer NPH – ju mindre vinkel desto starkare misstanke. En fördel med vinkelmåttet är att det har en hög reliabilitet mellan användare om det mäts på rätt sätt – vilket är vinkelrätt mot kommissurplanet och genom den posteriora kommissuren (opportunistiskt illustrerat i Figur M).

Ett mer svårtolkat fynd är subependymalt vätskeutträde. Detta yttrar sig som ett band av periventrikulär vitsubstansförändring, som med dagens metoder oftast inte kan särskiljas från vitsubstansförändringar betingade av kronisk ischemi. Akut obstruktiv hydrocefalus orsakar ett sådant vätskeutträde och ett liknande fynd finns således vid NPH, men på grund av samförekomst med kronisk ischemi är det svårtolkat. Ett annat fynd som ibland kan ses vid NPH är fokalt vidgade fåror. Dessa betecknades tidigare transportfåror och innebär att enstaka fåror, ofta parietalt eller occipitalt, är betydligt mer vidgade än andra fåror utan att representera regional atrofi. När detta ses kan det stärka en misstanke om NPH, men saknas hos många patienter. De fokalt vidgade fårorna går ibland tillbaka efter en shuntoperation, men deras relation till patofysiologin är fortfarande inte klarlagd.

Utöver DESH-bilden, callosavinkeln och fokalt vidgade fåror finns många andra morfologiska fynd vid NPH. Sju utvalda tecken finns samlade i en standardiserad radiologisk skala under namnet iNPH Radscale (Kockum et al. European Journal of Neurology, 2018). Skalan kan användas både på MR- och



Figur N visar den typiska "DESH"-bilden på koronära DT-bilder av hjärnan. De tre bilderna illustrerar dilaterade fissuræ Sylvii, parafalcin trängsel, respektive en skarp vinkel i corpus callosum. Bilderna kommer ursprungligen från iNPH Radscale (Kockum et al.).

DT-bilder, där de olika fynden kan betingta 0–2 poäng vardera, till en totalsumma om 12 poäng. En totalpoäng över 8 i kombination med kliniska symptom talar starkt för diagnosen. Skalan har börjat användas kliniskt på vissa sjukhus och utgör en möjlighet för oss radiologer att underlätta neurologernas kliniska selektion av patienter. Den stora vinsten för den tveksamme radiologen är att den skiftar diagnostiken från en subjektiv bedömning med starka lokala skillnader i hur enskilda fynd värderas, till en väldefinierad semikvantitativ metod. En nackdel är att bedömningen tar något längre tid att genomföra jämfört med en rent visuell mellanrummen-och-pekfingret-bedömning. Kontraargument mot denna invändning är att skalans tydlighet minskar behovet av att "fundera" på om NPH föreligger, samt att behovet av att demonstrera och diskutera undersökningar på röntgenrond sannolikt också minskar. De morfologiska fynden som ingår i iNPH Radscale är inte bara användbara för att skilja NPH från friska äldre, utan även för att differentiera mot andra relevanta sjukdomar såsom vasculär demens, PSP och MSA (Fällmar et al. Fluids and Barriers, 2021).

När jag undervisar radiologer och ST-läkare brukar jag påminna om att ha NPH i bakhuvudet vid alla bedömningar av fallolyckor och minnesbesvär.

Nästan varje gång vi har demensrond (det vill säga när hjärnbilder av minnesmottagningens patienter granskas) hittar vi en eller ett par patienter med NPH-bild – ibland kan diagnosen bekräftas och en del patienter får en shunt och blir bättre! Det förekommer också att den radiologiska bilden inger misstanke om NPH hos till synes asymtomatiska personer, så kallad asymtomatisk ventrikulomegali (AVIM), vilket kan representera en prodromal fas av sjukdomen. Ibland hittar en specialiserad neurolog ändå diskreta symptom på NPH vid fördjupad anamnes och testning, men inte alltid. Vid AVIM brukar symptom utveckla sig med tiden, så en specifik bedömning med standardiserad testning av kognitiv och motorisk funktion bör övervägas, gärna åtföljt av glesa återbesök och förnyad testning. Optimalt tillfälle för tidig behandling är en angelägen fråga för framtida forskning.

En annan aspekt som har undersökts vid NPH är flödet av likvor fram och tillbaka genom akvedukten. Detta har kvantifierats i form av slagvolym och en stor slagvolym har associerats med NPH. Detta speglar sannolikt en viktig komponent i patofysiologin, men ur ett kliniskt och praktiskt perspektiv är det krångligt. Dels ses tekniska skillnader mellan olika kameror och sekvenser, och det har varit svårt att validera fyndet på olika centra. Relationen till utfall

efter shuntoperation har varit tveksam och av den anledningen har vi i Uppsala och många andra centra slutat använda kvantitativ analys av flödet i akvedukten (medan vissa fortfarande förespråkar metoden).

I Sverige har vi sedan cirka 10 år ett nationellt samarbete kring NPH och ett kvalitetsregister för shuntopererade patienter. I detta ingår standardiserade motoriska och kognitiva tester som används vid tappstest och för att följa sjukdomsutvecklingen före och efter en shuntoperation.

Flera av dessa tester ingår i en övergripande symtomskaala för NPH där resultaten sammanvägs till en totalpoäng mellan 0–100. Sedan 2021 ingår radiologiska mått i det nationella kvalitetsregistret. Ett dokument som beskriver detta finns tillgängligt på SFNR.org, vilket är hemsidan för Svensk Förening för Neuroradiologi. Detta hittas under "KLINIK – Svarsstöd", tillsammans med en liten instruktionsvideo för den som är osäker på hur den radiologiska bedömningen går till rent konkret.

O. OPTIKUSNERVEN

Mitt intresse för hjärnan och kognitionsvetenskap sköt i höjden under min sista termin på gymnasiet. Istället för att göra djärva framsteg hos föreläsare för det täcka könet hamnade jag – av dunkla skäl – på ett *antikvariat*, där jag spon-

Neuroradiologisk A–B

tänköpte en dammig gammal bok. Boken hette Ögat och hjärnan, skriven av legenden Richard L Gregory, och mitt öde var därmed beseglat. Ensam på mitt pojkrum blåste jag taket ur min förståelse för hjärnan och medvetandet och häpnade över hur några få konkreta vetenskapliga observationer kan användas induktivt för att frammana en helt ny världsbild.

Människohjärnan prioriterar vissa saker framför andra. Handens och munns motorik får ta stor plats på bekostnad av annat; så även visuell perception. En hel lob tar synen i anspråk, och associationsbanor ("What? Where?") sträcker sig vitt och brett. Som den framlidne Dr Gregory så pedagogiskt framhöll i min obskyra tonårslektyr är vår tolkning och vår förståelse av verkligheten intimt förknippad med vad vi kan se.

De som menar att vi människor är uttänkta och skapade i befintligt skick av en högre makt har ibland framhållit det mänskliga ögat som ett slags bevis för sin metafysiska tes. Ögat, menar de, är så förbluffande fiffigt att det bara inte KAN vara en evolutionär produkt utan att det med nödvändighet måste vara in-

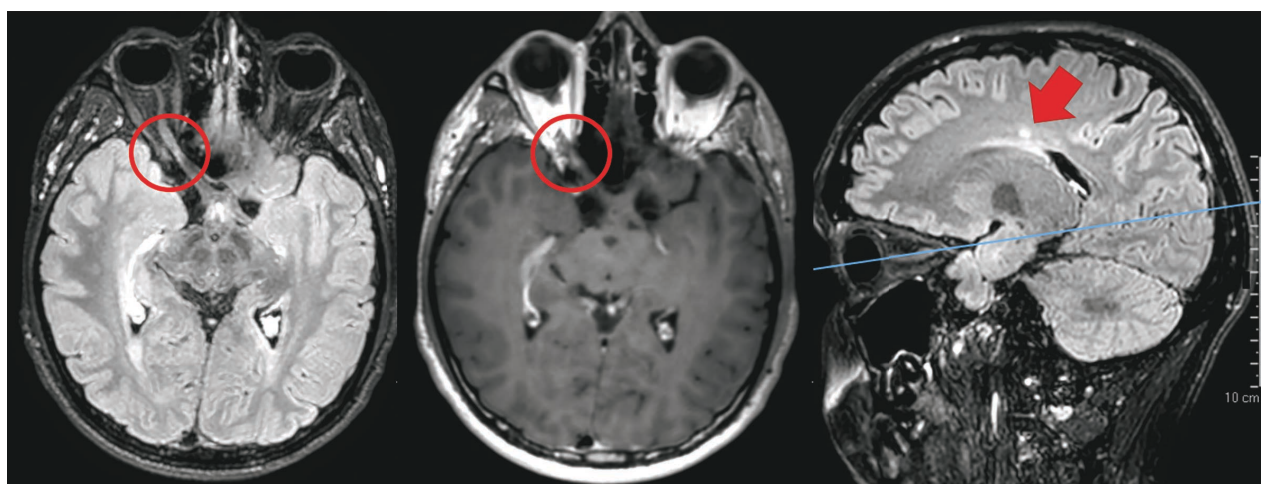
telligent design. Detta har tålmodigt bemötts av kunniga evolutionsbiologer och diskursen har mer eller mindre lagts till handlingarna. Men optikusnerven då – varför bråkar ingen om den? Visst bråkas det om den också. Petimetrar påpekar att det minsann inte är en nerv, utan en förlängning av det centrala nervsystemet. Sådetså! Med eget dura, arachnoidea och allt! På insidan hittar vi en miljon axoner, en artär och en liten ven. Låt oss betrakta optikusnerven ur ett radiologiskt perspektiv.

I traumasammanhang är det rätt att titta särskilt på optikuskanalen. Vid omfattande skallbasfrakturer kan en frakturlinje med lätt diastas betyda att optikusnerven är hotad eller komprimerad, vilket kan vara en indikation för akut operation. Optikuskanalen är en benig struktur som syns betydligt bättre på DT än på MR. Om det finns ett hematoma eller annan expansiv process i orbita kan optikusnerven ligga dislocerad eller sträckt, vilket också kan vara anledning till snar operation.

Optikusneurit är en specifik frågeställning som ofta föranleder MR hjärna/orbita. Att det kan vara den första

manifestationen vid begynnande MS är välkänt, och ibland ses typiska vitsubstansförändringar i hjärnan redan vid första kliniska skovet. Själva neuriten kan vi ibland se, ibland inte. På FLAIR påvisas då en lätt signalökning och uppdrivning, men ibland tillåter inte bildkvaliteten en säker bedömning. Ibland men inte alltid kan kontrastmedelsupptag ses längs skidan. I protokoll för orbita och ansikte ingår ofta en koronar STIR-sekvens, vilket är en fetsaturerad bild som är mycket känslig för ödem. På grund av den tvådimensionella och koronära datainsamlingen erhålls tvärsnitt av nerven med hög upplösning, vilket gör att ödem i och kring nerven, samt en aldrig så diskret storleksökning, kan visualiseras med bra inomplansupplösning.

Optikusneuriten är oftast ensidig, ibland bilateral hos barn. Ett fokalt, kort, proximalt engagemang är mest typiskt för MS [Figur O] medan långsträckta bilaterala inflammationer bör väcka misstanke om andra diagnoser (NMO, anti-MOG eller CRION). Ett långsträckt unilateralt engagemang och samtidig inflammation i tårkörtel och



Figur O. 25-årig person som tidigare haft episod med svaghet i höger ben, vilket tolkades som diskbräcksrelaterat. Nu sedan 5 dagar gradvis tilltagande synnedsättning höger öga, visus 0.04; stark misstanke om optikusneurit. Första bilden är en FLAIR (2,6 mm MIP) som visar ett kort fokalt parti proximalt i höger synnerv med ökad signal (ring). Andra bilden visar T1 efter gadolinium (1,8 mm MPR), med ett litet fokalt kontrastmedelsupptag på samma plats (ring). Den blå linjen på den tredje bilden visar bildplanet, vilket är manuellt invinklat för att ligga längs med höger synnerv. På denna sagittella FLAIR syns även ett av elva intraaxiala MS-plack som påvisades vid samma undersökning (pil).

och C-D-lära

ögonmuskler kan leda tanken till sarkoidos.

Utöver inflammation kan optikusnerven drabbas av gliom (i synnerhet vid en bakomliggande neurofibromatos typ 1), samt av meningeom. De sistnämnda brukar omge nerven på ett karakteristiskt sätt. Bland övriga intraorbitala lesioner diskuteras diagnosen "pseudotumor" vilket kan avse några olika inflammatoriska tillstånd som brukar vara mycket smärtsamma och ha olika radiologiska manifestationer. Smärta kan för övrigt vara en viktig ledtråd gentemot andra (smärtfria) differentialdiagnoser som lymfom och kavernösa malformationer.

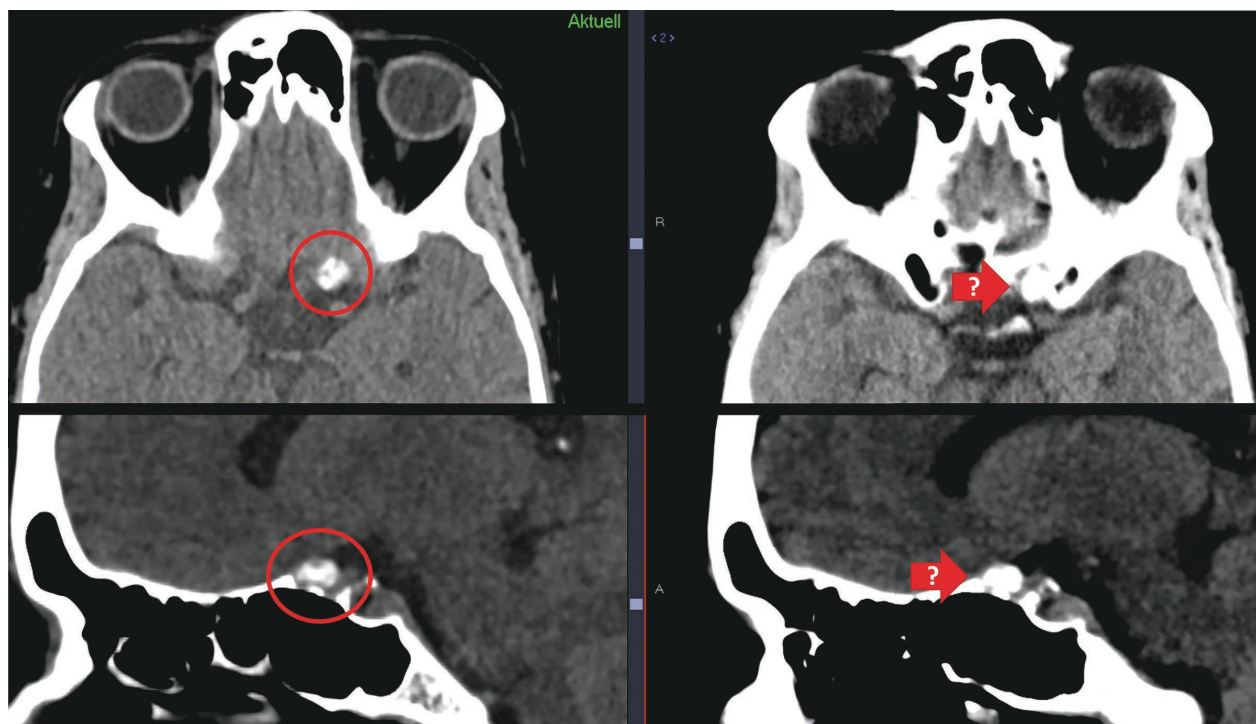
P. PARTIELLA VOLYMSEFFEKTER

Under bokstaven M ovan lärde vi oss att granska tunna snitt i MPR-läge, för att själv kunna reglera snittjockleken (samt

vrida och vända på bilderna). Det traditionella sättet är att passivt granska färdiga rekonstruktioner, som oftast är 4 (ibland 5!) millimeter tjocka. Men vad spelar tjockleken för roll, och vad sjutton är partiella volymseffekter?

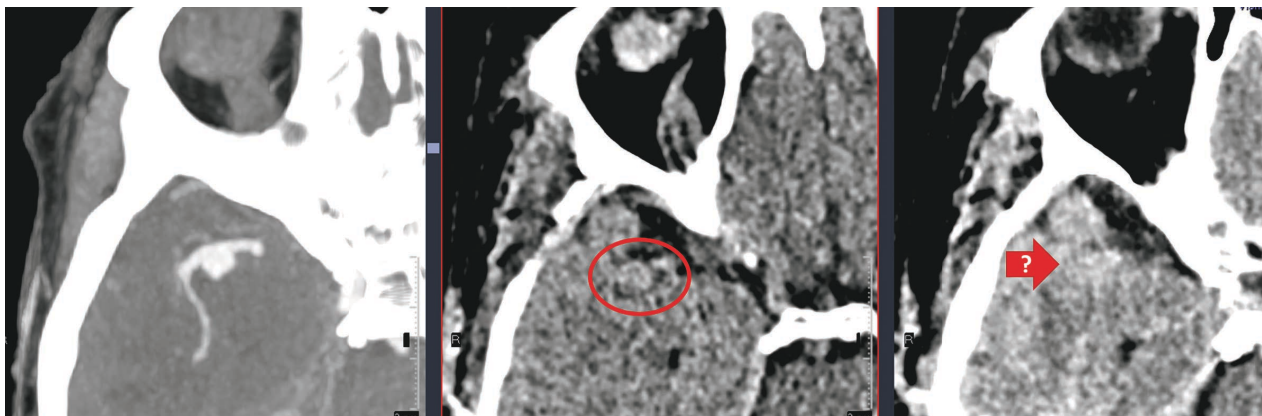
När ett snitt rekonstrueras till fyra millimeters tjocklek kommer varje pixel innehålla data från flera "lager", både i bildteknisk och anatomisk bemärkelse. Om den tekniska snittjockleken är 0,6 eller 1 mm kommer rekonstruktionen bestå av 4–7 sådana lager. Det vanliga är att varje pixel blir ett medelvärde av dessa lager. En annan variant, som heter MIP eller maximum intensity projection, är att datorn från dessa lager väljer ut den ljusaste pixeln från varje position till det färdiga snittet. En DT-angiografi som rekonstrueras till en tjock MIP kommer visa hela kärlträdets, vilket är ett bra sätt att få en översiktlig bild.

Det vanligare är dock att varje pixel utgör ett medelvärde, som sagt. Om då en pixel i den 4 mm tjocka rekonstruktionen innehåller 2 mm mörkgrå likvor och 2 mm ljusgrått hjärnparenkym, kommer pixeln i fråga att bli mellangrå. Eftersom hjärnan och hela det intrakraniella rummet är påtagligt komplext och tredimensionellt till formen, och innehåller massor av strukturer som är mindre än 4 mm i tjocklek, säger det sig själv att massor av information går förlorad i denna medelvärdesbildning. En snirklig sulcus blir suddig; smala strukturer smälter samman [Figur P1]. Denna informationsförlust är den partiella volymseffekten – om lejonparten av en pixelposition är fylld av likvor, som bara korsas av ett tunt kärl, kommer det kärlet bara utgöra en liten andel av den totala volymen, och pixelvärdet kommer att ligga nära likvor. Ju tjockare snitt du



Figur P1 visar en patient som genomgår DT hjärna på grund av en synfältsdefekt i superiora kvadranten av vänster öga. Bilderna visade ett delvis förkalkat skullbasmeningeom som trycker på vänster synnerv (ringar). Till vänster visas tunna snitt i MPR-läge, till höger visas färdiga rekonstruktioner med 4 mm tjocklek. Vid granskningen användes endast de tjocka snitten och meningeomet missades helt eftersom det flyter ihop med skullbasen (pilar). Nästa år gjorde patienten MR på grund av progress och retrospektivt kunde meningeomet enkelt påvisas. Missen hade troligen undvikits om en kombination av neuroanatomisk kunskap och tunna snitt applicerats från början.

Neuroradiologisk A–B



Figur P2 visar en patient med incidentiellt upptäckt aneurysm på höger mediaartär. Den vänstra bilden visar aneurysmet tydligt med en arteriell angiografi rekonstruerad som en tjock MIP. Den mellersta bilden är en 1,2 mm tjock MPR där aneurysmet kan avgränsas och potentiellt upptäckas (ring). Den högra bilden är en färdig 4 mm tjock rekonstruktion där det inte finns någon möjlighet att se aneurysmet på grund av partiella volymeffekter med omkringliggande parenkym (pil). Risken finns förstås att ett så pass diskret fynd ändå missas på nativa bilder i klinisk rutin, men en poäng med att kunna se dessa retrospektivt är att kunna mäta eventuell storleksprogress för att planera uppföljning.

väljer, desto större blandning av olika strukturer ingår i varje pixel. I linje med ovan nämnda exempel så kommer små aneurysm, kortikala infarktrestor och andra tunna strukturer att gå förlorade i sin omgivning [Figur P2]. Små potentiellt upptäckbara lesioner passerar som partiella volymeffekter i brist på bevis om motsatsen. Vi neuroradiologer eftergranskar i egenskap av subspecialister ofta bilder skickade från andra sjukhus, och ibland skickas endast de tjocka snitten. I sådana lägen kan det vara svårt eller omöjligt att utesluta små infarkter, kontusioner, aneurysm och frakturer, vilket utgör några av de vanligaste frågeställningarna för uppgiften.

Kan snitten vara hur tunna som helst då? Nej, i andra ändan av spektrat finns brus respektive signalfattighet. Begreppet SNR, signal-to-noise-ratio, betecknar hur mycket av bilden som kommer av pålitlig signal/information och hur mycket som kommer från slumpmässigt brus. Avseende datortomografi innehåller snitten mindre information och mer brus ju tunnare de är, och det är helt logiskt att en medelvärdesbild kommer att dividera bort slumpmässigt brus men behålla äkta bildinnehåll. Brusnivån kommer lite förenklat bero på kamerans kvalitet, på given stråldos och hur rönt-

gentät den avbildade kroppsdelens är. En DT av hjärnan har alltid låg bildkvalitet i pons eftersom de röntgenstrålar som passerar där också passerar genom skallbas och temporalben, där många av strålarna bromsas upp eller devierar. När vi gör DT hals + DT thorax avbildar vi halsen med armarna längs sidorna, men thorax med armar-uppåtsträckt, eftersom armarna annars bromsar upp strålar och skapar artefakter. Om vi kan nöja oss med en väldigt brusig bild – till exempel vid en okomplicerad sinuitfrågeställning eller om ventrikelvidden är det enda intressanta, kan vi köra med låg stråldos eftersom frågeställningen fortfarande kan besvaras på en brusig bild. En anledning till att bildkvaliteten är olika hög på olika sjukhus är att balansen mellan given stråldos och accepterad brusnivå värderats olika.

Bildkvaliteten i en enskild medelvärdesbild är således en kompromiss mellan brus (om snitten är för tunna) och partiella volymeffekter (om snitten är för tjocka). Om granskningen sker i MPR-läge kan tjockleken aktivt justeras upp och ned efter behov, beroende på vilken bedömning som ligger för handen. När något som är litet ska granskas måste snittjockleken naturligtvis mins-

kas. Brusnivån är individuell för varje kamera, protokoll, kroppsdel och patient, men personligen brukar jag välja 2 eller 2,5 mm tjocklek för en optimal balans. Vid en snabb och översiktlig grovsortering kan tjockare snitt vara tillräckliga, men 5 mm bör vid det här laget förpassas till medicinhistorien.



DAVID FÄLLMAR
Neuroradiolog, Akademiska sjukhuset
david.fallmar@akademiska.se
(återkoppla gärna!)

Faktagranskat av Johan Wikström (professor i neuroradiologi). Stycket om NPH har skrivits i samråd med neurologerna Katarina Laurell och Johan Virhammar, som båda är experter på området.

och C-D-lära